

POWERED BY **Dialog**

---

## X-RAY CT DEVICE

**Publication Number:** 10-021372 (JP 10021372 A) , January 23, 1998

**Inventors:**

- TAGUCHI KATSUYUKI
- ARADATE HIROSHI

**Applicants**

- TOSHIBA CORP (A Japanese Company or Corporation), JP (Japan)

**Application Number:** 08-176285 (JP 96176285) , July 05, 1996

**International Class (IPC Edition 6):**

- G06T-001/00
- A61B-006/03
- A61B-006/03

**JAPIO Class:**

- 45.9 (INFORMATION PROCESSING--- Other)
- 28.2 (SANITATION--- Medical)

**JAPIO Keywords:**

- R115 (X-RAY APPLICATIONS)
- R138 (APPLIED ELECTRONICS--- Vertical Magnetic & Photomagnetic Recording)

**Abstract:**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an X-ray CT device in which picture data with high image- quality can be provided in the proper number.

**SOLUTION:** This device is provided with an X-ray beam generating source 11 which irradiates a tester with an X-ray beam, detector 13 which detects the X-ray beam irradiated from the X-ray beam generating source 11 as a detection signal, slicing direction re-constituting filter function storage means which stores plural filter functions for making the resolution of the slicing direction variable as slicing direction re-constituting filter functions, and re- constitution processing part 19 which obtains data on an objective slice based on the detection signal detected by the detector 13 which detects the X-ray beam irradiated from the X-ray beam generating source 11 by using the slicing direction re-constituting filter function stored in the slicing direction re-constituting filter function storage means.

**JAPIO**

© 2004 Japan Patent Information Organization. All rights reserved.  
Dialog® File Number 347 Accession Number 5738272

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-21372

(43)公開日 平成10年(1998)1月23日

(51)Int.Cl. <sup>8</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 6 T 1/00			G 0 6 F 15/62	3 9 0 B
A 6 1 B 6/03	3 2 1		A 6 1 B 6/03	3 2 1 N
	3 5 0			3 5 0 S

審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全 29 頁)

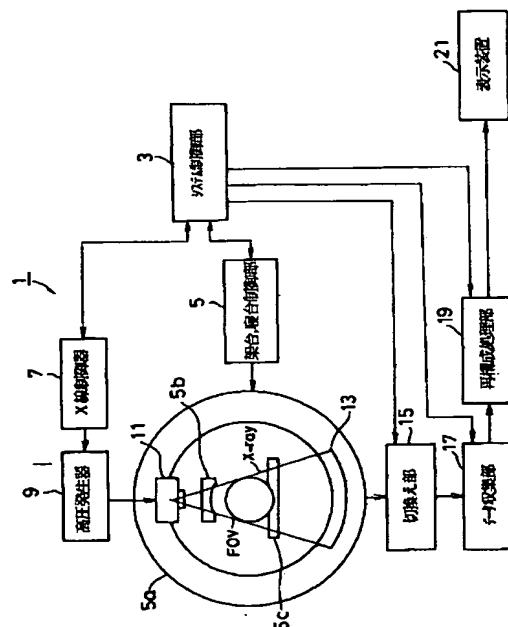
(21)出願番号	特願平8-176285	(71)出願人	000003078 株式会社東芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
(22)出願日	平成8年(1996)7月5日	(72)発明者	田口 克行 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会 社東芝那須工場内
		(72)発明者	荒館 博 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会 社東芝那須工場内
		(74)代理人	弁理士 三好 秀和 (外3名)

(54)【発明の名称】 X線CT装置

(57)【要約】

【課題】 本発明は、高画質な画像データを適度な枚数で提供することが可能なX線CT装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 X線ビームを被検体に向けて曝射するX線ビーム発生源11と、X線ビーム発生源11から曝射されたX線ビームを検出信号として検出する検出器13と、スライス方向の分解能を変変するためのフィルタ関数をスライス方向再構成フィルタ関数として複数記憶するスライス方向再構成フィルタ関数記憶手段と、X線ビーム発生源11からX線ビームを曝射させ、目的とするスライス上のデータを、検出器13により検出された検出信号を基に、前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得する再構成処理部19とを備えて構成される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 X線ビームを被検体に向けて曝射するX線ビーム発生源と、  
このX線ビーム発生源から曝射されたX線ビームを検出信号として検出する検出手段と、  
スライス方向の分解能を可変とするためのフィルタ関数をスライス方向再構成フィルタ関数として複数記憶するスライス方向再構成フィルタ関数記憶手段と、  
前記X線ビーム発生源からX線ビームを曝射させ、目的とするスライス上のデータを、前記検出手段により検出された検出信号を基に、前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得する処理手段と、  
を有することを特徴とするX線CT装置。

【請求項 2】 X線ビームを被検体に向けて曝射するX線ビーム発生源と、  
このX線ビーム発生源から曝射されたX線ビームを検出信号として検出する検出手段と、  
スライス方向の分解能を可変とするため、形状の異なるフィルタ関数をスライス方向再構成フィルタ関数として複数記憶するスライス方向再構成フィルタ関数記憶手段と、  
前記被検体が載置される寝台をこの被検体の体軸方向に移動させる寝台移動手段と、  
前記X線ビーム発生源を回転させながらX線ビームを発生させると共に、前記寝台移動手段により寝台を移動させ、目的とするスライス上のデータを、前記検出手段により検出された検出信号を基に、前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いて補間する処理手段と、  
を有することを特徴とするX線CT装置。

【請求項 3】 X線ビームを被検体に向けて曝射するX線ビーム発生源と、  
このX線ビーム発生源から曝射されたX線ビームを検出信号として検出する検出手段と、  
スライス方向の分解能を可変とするため、形状の異なるフィルタ関数をスライス方向再構成フィルタ関数として複数記憶するスライス方向再構成フィルタ関数記憶手段と、  
前記被検体が載置される寝台をこの被検体の体軸方向に移動させる寝台移動手段と、  
この寝台移動手段により寝台を被検体の対軸方向に断続的に移動させ、前記X線ビーム発生源を回転させながらX線ビームを発生させて前記検出手段により所定のスライス位置の検出信号を検出させ、目的とするスライス上のデータを、前記検出手段により検出された検出信号を基に、前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得する処理手段と、  
を有することを特徴とするX線CT装置。

【請求項 4】 前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数の中から、目的とする画像条件と検査条件に対応したスライス方向再構成フィルタ関数を選択する選択手段を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項記載のX線CT装置。

【請求項 5】 前記処理手段は、目的とするスライス上のデータを、前記検出手段により検出された検出信号を基に、前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数の中から所定のスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得し、その後、目的とする画像条件と検査条件に対応したスライス方向再構成フィルタ関数を用いて目的とするスライス上のデータを再度取得することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項記載のX線CT装置。

【請求項 6】 前記処理手段は、目的とするスライス上のデータを、前記検出手段により検出された検出信号を基に、前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数の中から、目的とする画像データのスライス厚と前記検出手段により検出した検出信号とに対応したスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得することを特徴とする請求項 2 記載のX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、X線CT装置に関し、特に画像データのスライス方向の分解能を可変にできるX線CT装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】近年、X線を曝射するX線ビーム発生源とX線を検出する検出器を回転させながら寝台を被検体の体軸方向に移動させることにより被検体の断層像を得るヘリカルスキャンによるX線CT装置が種々提案されている。このようなヘリカルスキャンを行うX線CT装置を図35に示す。図35に示すように、ヘリカルスキャンを行うX線CT装置110は、X線CT装置110の動作を制御するシステム制御部111と、システム制御部111により出力された架台、寝台制御信号を基に回転架台125を回転させると共に、寝台移動信号を寝台移動部115に対して出力する架台、寝台制御部113と、架台、寝台制御部113により出力された寝台移動信号を基に寝台115aを移動させる寝台移動部115と、システム制御部111により出力されたX線ビーム発生制御信号を基に高電圧発生のタイミングを制御するX線制御装置117と、X線ビームを曝射させるための高電圧をX線制御部117からの制御信号に従って発生する高電圧発生装置119と、高電圧発生装置119から供給された高電圧によってX線ビームを曝射するX線ビーム発生源121と、X線ビームを検出する検出器123と、X線ビーム発生源121と検出器123とを

回転させる回転架台125と、検出器123により検出されたX線ビーム（実際には検出信号）を、システム制御部11により出力されるデータ収集制御信号に対応させて収集して投影データとするデータ収集部127と、データ収集部127によって収集された投影データを基に、目的のスライス位置の投影データを補間する補間処理部129と、補間処理部129により補間された投影データを基に、画像データを再構成する画像再構成部131と、画像再構成部131により再構成された画像データをモニタ上に表示する表示部133とを有している。

【0003】また、ヘリカルスキャンによるX線CT装置では、シングルスライス（ファンビーム）CT、ダブルスライスCT、マルチスライス（コーンビーム）CTが開発されている。シングルスライスCTは、図36

(a)に示すように、ファン状のX線ビームを照射するX線ビーム発生源と、扇状に複数チャンネル、例えば1000チャンネルを1列に並べた検出器とを有する。シングルスライスCTでは、このX線ビーム発生源と検出器を被検体の周囲に回転させ、1回転で例えば1000データ分を収集し（1回のデータ収集を1ビューと称する）、そのデータを基に画像データを再構成する。

【0004】また、ダブルスライスCTは、図36(b)に示すように、ファン状のX線ビームを照射するX線ビーム発生源と、Nチャンネルを円弧状に配列した検出器列をZ軸方向に2つ並べた（Nチャンネル×2列）2次元検出器とを有する。ダブルスライスCTでは、このX線ビーム発生源と検出器を被検体の周囲に回転させ、1回転で $N \times 2 \times 1000$ データ分を収集し、そのデータを基に画像データを再構成する。

【0005】さらに、マルチスライスCTは、図36(c)に示すように、円錐状のX線ビームを照射するX線ビーム発生源と、Nチャンネルを円弧状に配列した検出器列をZ軸方向にM列並べた（Nチャンネル×N列）2次元検出器とを有する。マルチスライスCTでは、このX線ビーム発生源と検出器を被検体の周囲に回転させ、1回転で $N \times M \times 1000$ データ分を収集し、そのデータを基に画像データを再構成する。

【0006】シングルスライスCT、ダブルスライスCT、マルチスライスCTにおいて、図37(a)に示すように検出器123のチャンネル数がNチャンネルのとき、X線ビーム発生源121の焦点Fから検出器123のチャンネル方向の両端を結ぶ角度をファン角度とする。また、ダブルスライスCT、マルチスライスCTにおいて、図37(b)に示すように検出器123のセグメント数がMセグメントのとき、X線ビーム発生源121の焦点Fから検出器123の列方向の両端を結ぶ角度をコーン角度とする。さらに、図37(a)に示すように、X線ビーム発生源121の焦点Fから回転中心までの距離をFCD（Focus-Center-Distance）、有効視野

直径をFOV（Field of View）、X線ビーム発生源121の焦点Fから検出器123までの距離をFDD（Focus-Detector-Distance）とする。

【0007】また、画像1枚を作成するデータを収集するのに必要なスキャン時間を実効スキャン時間と称する。腹部を撮影した際の腸管の動き、あるいは患者自身の体動等により生じるアーチファクトを補正することをPMCと称する。アーチファクト抑制のためにはこの実効スキャン時間の短縮によって相対的に体動の影響を抑制することも効果がある。

【0008】また、図38(a)、(b)に示すようにX線ビーム発生源121と検出器123を回転中心を中心にして回転させながら寝台を被検体の体軸方向に移動させることにより被検体の断面像を得るヘリカルスキャンによるX線CT装置が種々提案されている。

【0009】図39は、縦軸に回転位相、横軸にZ軸（体軸）方向を記すことによりヘリカルスキャンを示したものである（以下これをスキャン図と称する）。

【0010】画像再構成のためには、スライス位置における $360^\circ$ の投影データが必要であるが、図39より明らかのように、シングルスライスCTでのヘリカルスキャンにおいては、スライス位置におけるデータは1つしかない。従って、スライス方向に、データを補間して目的とするスライス位置におけるデータとする。この補間方法には、 $360^\circ$ 補間法と、対向ビーム補間法がある。

【0011】図40(a)は、 $360^\circ$ 補間法で用いられる1組のX線ビームをスキャン図上に示したものである。図40(a)に示すように、 $360^\circ$ 補間法では、目的のスライス位置に近い同位相の2つのX線ビーム（元ビーム1と元ビーム2）を距離の逆比で線形補間する方法である。 $360^\circ$ 補間法では図40(a)に示すように、元ビーム1と元ビーム2のスライス位置（回転中心におけるX線ビーム中心）の距離は、スライス厚 $t$ と等しくなっている。

【0012】図40(b)は、対向ビーム補間法で用いられる元ビームとその対向ビームをスキャン図上で示したものである。図40(b)に示すように、対向ビーム補間法では、元ビームと対向ビームで内外挿補間する。対向ビーム補間法では図40(b)に示すように、元ビームと対向ビームのスライス位置の距離は、スライス厚 $t$ の $1/2$ となっており、 $360^\circ$ 補間法に比べ、2つのX線ビームの距離が近くなっている。

【0013】また、スライス方向におけるシステムのレスポンス（スライスプロファイル）は、正確に矩形ではなく、やや崩れた形状（台形あるいは単峰形）になる。図41に単峰形のスライスプロファイルの例を示す。図41に示すように、スライスプロファイルにおける半値幅を実効スライス厚と称する。実効スライス厚、 $S/N$ 比等は画質を左右する重要な因子の1つである。

【0014】ヘリカルスキャンでの補間における実効スライス厚は、補間する2つのX線ビームの距離が近いほど薄くなる。2つのX線ビームの距離が1回転(360°)分に相当するスライス厚 $t$ である360°補間法ではスライス厚の40%増(1.4 $t$ )、2つのX線ビームの距離が約半回転に相当するスライス厚 $t/2$ である対向ビーム補間法ではスライス厚の10%増(1.1 $t$ )である。従って、シングルスライスCTでの実効スライス厚は、スキャン時のビーム厚 $t$ と2種類の補間方法との組み合わせで決定され、ほぼ固定的と言って良い。

【0015】また、例えば画像データを積み重ねてボクセルデータとし、幾つかの閾値処理をして3次元画像データとして表示することが行われている。3次元処理では閾値処理をするので読影に供する画像データよりは画質は悪くても良い代わりに、体軸方向の分解能を上げたいという要求がある。しかし、体軸方向の分解能は前述のように1.4 $t$ あるいは1.1 $t$ に限定されてしまう。

【0016】また、腹部検査では150(mm)等、広範囲を撮影するが、トータルのスキャン時間短縮のため、厚いX線ビームで収集すると、パーシャル効果が発生してしまう。パーシャル効果とは、X線ビームの一部が対象を通過した場合等に発生する見掛け上のCT値が小さくなって陰影が淡くなってしまうこと、あるいは非線形な効果によるアーチファクトである。

【0017】従って、薄いX線ビームで収集した方がパーシャル効果を抑制できる。しかし、シングルスライスCTで広範囲を収集する際には、短時間で薄いX線ビームを収集するのは不可能なので厚いX線ビームで収集している。マルチスライスCTでは、薄いX線ビームを複数同時に収集できるので上記を解決できるが、読影医に2(mm)厚の画像データを次々に表示すると150(mm)の範囲全体では75枚読影する必要があり、医師の負担が大きすぎて実用的ではない。また、薄い画像データでは、ローコントラスト描出能およびS/N比が低下してしまうため、ローコントラストの重要な腹部などでは5(mm)程度のやや厚い画像データで読影したいこともある。

【0018】また、X線CT装置では、投影データ(生データ)を図42に示すような再構成関数あるいは再構成フィルタと呼ばれるものとコンボリューション処理し、その結果を重みづけ逆投影して画像データを再構成する。このとき、再構成された画像データの画質の主要因である空間周波数とS/N比は、この再構成関数の形状に依存する。S/N比が良い方がローコントラスト描出能は高いが、空間周波数特性が良い方がハイコントラスト描出能は高い。例えば、図43に示す再構成関数FC1とFC5を比較すると、S/N比が良く低周波数領域を強調した再構成関数FC1の方がローコントラスト

描出能は高いが、空間周波数特性が良く高周波領域を強調した再構成関数FC5の方がハイコントラスト描出能は高い。

【0019】臨床では、頭部、腹部、肺野等、撮影部位によってこの再構成関数を選択し、部位毎に空間周波数とS/N比を選択している。即ち、体動の関係でスキャン時間が短い上に撮影範囲が広いのでX線曝射量が少ない上に被検体によるX線吸収が大きく、ノイズの多い画像データになりがちな腹部等ではローコントラスト重視の再構成関数(図42に示す例では再構成関数FC1等)を用いて再構成する。また、頭部や耳等静止物体ではスキャンタイムを長くしてX線曝射量を多くできるのでS/N比は良いため、空間周波数特性を重視した再構成関数(図42に示す例では再構成関数FC4等)を用いる。

【0020】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来のシングルスライスCTでの実効スライス厚は、スキャン時のビーム厚 $t$ と360°補間法と対向ビーム補間法の2種類の補間方法との組み合わせで決定され、ほぼ固定的になってしまうという問題がある。

【0021】また従来のマルチスライスCTでは、薄いX線ビームを複数同時に収集できるので前記の問題を解決できるが、読影医に2(mm)厚の画像データを次々に表示すると150(mm)の範囲では75枚読影する必要があり、医師の負担が大きすぎて実用的ではない。また、薄い画像データでは、ローコントラスト描出能およびS/N比が低下してしまうため、ローコントラストの重要な腹部などでは5(mm)程度のやや厚い画像データで読影したいこともある。さらに、造影剤を被検体内に注入した場合、造影初期には染まり方の変化を見たいので、時間分解能を重視した画像データ、造影中期と後期には染まった様子を観察したいのでS/N比の良い画像データでそれぞれ読影したいという要望もある。

【0022】本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、高画質な画像データを適度な枚数で提供することが可能なX線CT装置を提供することを目的とする。

【0023】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため請求項1記載の発明は、X線ビームを被検体に向けて曝射するX線ビーム発生源と、このX線ビーム発生源から曝射されたX線ビームを検出信号として検出する検出手段と、スライス方向の分解能を変換するためのフィルタ関数をスライス方向再構成フィルタ関数として複数記憶するスライス方向再構成フィルタ関数記憶手段と、前記X線ビーム発生源からX線ビームを曝射させ、目的とするスライス上のデータを、前記検出手段により検出された検出信号を基に、前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得する処理手段とを有することを要

旨とする。

【0024】請求項1記載のX線CT装置にあっては、X線ビーム発生源からX線ビームを照射させ、目的とするスライス上のデータを、検出手段により検出された検出信号を基に、スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得するようにしている。これにより、高画質な画像データを適度な枚数で提供することが可能となる。

【0025】また、請求項2記載の発明は、X線ビームを被検体に向けて照射するX線ビーム発生源と、このX線ビーム発生源から照射されたX線ビームを検出信号として検出する検出手段と、スライス方向の分解能を可変とするため、形状の異なるフィルタ関数をスライス方向再構成フィルタ関数として複数記憶するスライス方向再構成フィルタ関数記憶手段と、前記被検体が載置される寝台をこの被検体の体軸方向に移動させる寝台移動手段と、前記X線ビーム発生源を回転させながらX線ビームを発生させると共に、前記寝台移動手段により寝台を移動させ、目的とするスライス上のデータを、前記検出手段により検出された検出信号を基に、前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いて補間する処理手段とを有することを要旨とする。

【0026】請求項2記載のX線CT装置にあっては、X線ビーム発生源を回転させながらX線ビームを発生させると共に、寝台移動手段により寝台を移動させ、目的とするスライス上のデータを、検出手段により検出された検出信号を基に、スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いて補間するようにしている。これにより、高画質な画像データを適度な枚数で提供することが可能となる。

【0027】また、請求項3記載の発明は、X線ビームを被検体に向けて照射するX線ビーム発生源と、このX線ビーム発生源から照射されたX線ビームを検出信号として検出する検出手段と、スライス方向の分解能を可変とするため、形状の異なるフィルタ関数をスライス方向再構成フィルタ関数として複数記憶するスライス方向再構成フィルタ関数記憶手段と、前記被検体が載置される寝台をこの被検体の体軸方向に移動させる寝台移動手段と、この寝台移動手段により寝台を被検体の対軸方向に断続的に移動させ、前記X線ビーム発生源を回転させながらX線ビームを発生させて前記検出手段により所定のスライス位置の検出信号を検出させ、目的とするスライス上のデータを、前記検出手段により検出された検出信号を基に、前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得する処理手段とを有することを要旨とする。

【0028】請求項3記載のX線CT装置にあっては、寝台移動手段により寝台を被検体の対軸方向に断続的に

移動させ、X線ビーム発生源を回転させながらX線ビームを発生させて検出手段により所定のスライス位置の検出信号を検出させ、目的とするスライス上のデータを、前記検出手段により検出された検出信号を基に、スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得するようにしている。これにより、高画質な画像データを適度な枚数で提供することが可能となる。

【0029】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る実施の形態を図面を参照して説明する。図1は本発明に係るX線CT装置の第1実施形態を示したブロック図である。

【0030】図1に示すように、X線CT装置1は、システム制御部3と、架台、寝台制御部5と、X線制御器7と、高電圧発生器9と、X線ビーム発生源11と、検出手段としての検出器13と、切換え部15と、データ収集部17と、処理手段としての再構成処理部19と、表示装置21とを有している。

【0031】システム制御部3は、図示しない入力装置を用いて入力されるスライス厚、回転速度等を架台、寝台制御信号として架台、寝台制御部5に対して出力する。また、システム制御部3は、回転架台5aの回転、コリメータ5bの調整、寝台5cの送り速度を制御するための架台、寝台制御信号を架台、寝台制御部5に対して出力すると共に、X線ビーム発生を制御するためのX線ビーム発生制御信号をX線制御器7に対して出力する。さらに、システム制御部3は、投影データを収集する検出器列を切換えるための検出器列切換え信号を切換え部15に対して出力すると共に、データ収集のタイミングを示すデータ収集制御信号をデータ収集部17に対して出力する。

【0032】架台、寝台制御部5は、システム制御部3により出力された架台、寝台制御信号を基に、回転架台5aを回転させ、また、コリメータ5bを調整させ、さらに、寝台5cの送り速度を調整させる。

【0033】X線制御器7は、システム制御部3により出力されたX線ビーム発生制御信号を基に高電圧発生のタイミングを制御する。

【0034】高電圧発生器9は、X線ビームを照射させるための高電圧をX線制御器7からの制御信号に従って発生する。

【0035】X線ビーム発生源11は、高電圧発生器9から供給された高電圧によってX線ビームを照射する。尚、ここでは、検出器13の第3セグメントから第10セグメントまでの8列にX線ビームを照射する。

【0036】検出器13は、X線ビーム発生源11から照射され、被検体を透過したX線ビームを検出する。検出器13は、図2に示すように、第1セグメントから第12セグメントまでの12列の検出器列を有する。第1セグメントと第12セグメントの回転中心でのZ軸方向

の高さ（厚さ）が8（mm）、第2セグメントと第11セグメントの回転中心でのZ軸方向の高さは4（mm）、第3セグメントと第10セグメントの回転中心でのZ軸方向の高さは2（mm）、第4セグメントと第9セグメントの回転中心でのZ軸方向の高さは1（mm）、第5セグメントと第6セグメントと第7セグメントと第8セグメントの回転中心でのZ軸方向の高さが0.5（mm）のものをを用いている。

【0037】切換部15は、同時にデータを収集する検出器13の検出器列を切換える。ここでは、検出器の第3セグメントを第1データ、第4～第6セグメントを第2データ、第7～第9セグメントを第3データ、第10セグメントを第4データとして同時に収集するように切換える。

【0038】データ収集部17は、検出器13により検出された検出信号をディジタル信号に変換して投影データとし、システム制御部11により出力されるデータ収集制御信号に対応させて収集する。また、データ収集部17は、収集した投影データに対し、X線強度補正、検出器感度補正等種々の補正を行う。

【0039】再構成処理部19は、図3に示すように、スライス方向再構成フィルタ関数処理部23と、スライス方向再構成フィルタ関数記憶手段としてのスライス方向再構成フィルタ関数記憶部25と、再構成関数処理部27と、再構成関数記憶部29と、画像再構成部31と、制御部33とを有し、データ収集部17から出力された投影データ基に、目的のスライス位置の投影データを対向ビームを用いたフィルタ補間により補間し、この補間された投影データを基に、画像データを再構成する。

【0040】スライス方向再構成フィルタ関数処理部23は、データ収集部17から出力される4列複数回転のヘリカルスキャンの投影データを基に、設定されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いてスライス方向にフィルタ処理を行い1列1回転分の投影データを補間する。

【0041】スライス方向再構成フィルタ関数記憶部25は、図4に示すような特性を有するスライス方向再構成フィルタ関数を記憶する。例えば図5に示すようにフィルタ無しと同一で実効スライス厚が最も薄いスライス方向再構成フィルタ関数FLT00、図6に示すようにフィルタ幅が小で均等の重みを有し実効スライス厚が薄くハイコントラスト分解能が高いがややS/N比が悪いスライス方向再構成フィルタ関数FLT01、図7に示すようにフィルタ幅が小で中央部に大きい重みを有し実効スライス厚がスライス方向再構成フィルタ関数FLT01より薄いスライス方向再構成フィルタ関数FLT02、図8に示すようにフィルタ幅が小で端付近まで大きい重みを有し実効スライス厚がスライス方向再構成フィルタ関数FLT01より厚いスライス方向再構成フィルタ関数FLT03、図9に示すようにフィルタ幅が中で均等の重みを有し標準的な実効スライス厚と画質となるスライス方向再構成フィルタ関数FLT11、図10に示すようにフィルタ幅が中で中央部に大きな重みを有し実効スライス厚がスライス方向再構成フィルタ関数FLT11より薄いスライス方向再構成フィルタ関数FLT12、図11に示すようにフィルタ幅が中で端付近まで大きい重みを有し実効スライス厚がスライス方向再構成フィルタ関数FLT11より厚いスライス方向再構成フィルタ関数FLT13、図12に示すようにフィルタ幅が大で均等の重みを有し実効スライス厚がやや厚くS/N比が良くローコントラスト分解能が高いスライス方向再構成フィルタ関数FLT21、図13に示すようにフィルタ幅が大で中央部に大きい重みを有し実効スライス厚がスライス方向再構成フィルタ関数FLT21より薄いスライス方向再構成フィルタ関数FLT22、図14に示すようにフィルタ幅が大で端付近まで大きい重みを有し実効スライス厚がスライス方向再構成フィルタ関数FLT21より厚いスライス方向再構成フィルタ関数FLT23、図15に示すようにフィルタ幅が極大で均等の重みを有し実効スライス厚がかなり厚くS/N比がかなり良くローコントラスト分解能が高いスライス方向再構成フィルタ関数FLT31、図16に示すようにフィルタ幅が極大で中央部に大きい重みを有し実効スライス厚がスライス方向再構成フィルタ関数FLT31より薄いスライス方向再構成フィルタ関数FLT32、図17に示すようにフィルタ幅が極大で端付近まで大きい重みを有し実効スライス厚がスライス方向再構成フィルタ関数FLT31より厚いスライス方向再構成フィルタ関数FLT33を記憶する。

【0042】なお、スライス方向再構成フィルタ関数は、前述したスライス方向再構成フィルタ関数に限らず、いずれの形状のものでも良い。例えば図18に示すように端付近にマイナスの重みを有するハイパスフィルタとしての特性を有するスライス方向再構成フィルタ関数FLT41等でも良い。

【0043】再構成関数処理部27は、スライス方向再構成フィルタ関数処理部23により補間された投影データと、再構成関数記憶部29に記憶されている再構成関数の内、入力装置により設定された再構成関数をコンボリューション処理する。

【0044】再構成関数記憶部29は、前述した従来のX線CT装置と同様、図42に示すような再構成関数を記憶する。例えば図42に示すように、低周波領域を強調し、ローコントラスト描出能に優れる再構成関数FC1、再構成関数FC1より低周波数領域を抑えている再構成関数FC2、再構成関数FC1より低周波数領域をさらに抑えている再構成関数FC3、低周波数領域と高周波数領域を強調し、骨の辺縁、ローコントラスト描出能に優れる再構成関数FC4、再構成関数FC4より低

周波数領域をやや抑えている再構成関数FC5、再構成関数FC4より高周波数領域を強調している再構成関数FC6、高周波数領域を強調し、空間分解能が高く、血管の辺縁が明瞭となる再構成関数FC7、再構成関数FC7より高周波数領域をやや抑えている再構成関数FC8を記憶する。

【0045】画像再構成部31は、センタリング処理部31aと、逆投影部31bとを有し、センタリング処理部31aにより、予め決められたセンタリング軸に一度逆投影し、その後、逆投影部31bにより、画像データを構成する各ピクセルに逆投影し、画像データを再構成する。

【0046】制御部33は、スライス方向再構成フィルタ関数処理部23によるフィルタ処理の動作タイミング

データ同時収集検出器列数      Nseg = 4  
検出器チャンネル数              Nch = 1000  
各列のZ軸方向の高さ(厚み) Dseg = 8, 4, 2, 1, 0.5, 0.5, 0.5, 0.5, 1, 2, 4, 8 (mm)  
) 検出器のトータルの厚み        32 (mm)  
焦点-回転中心間距離        FCD = 600 (mm) (Focus-Center-Distance)  
焦点-検出器間距離        FDD = 1200 (mm) (Focus-Detector-Distance)  
) 有効視野直径              FOV = 500 (mm) (Field of View)  
有効視野角(ファン角)       $\phi = 50^\circ$   
総検出器列数              Nseg = 12

まず、第1の検査として腹部撮影を行う場合を説明する。ここで目的とする画像データは、パーシャル効果の無い実効スライス厚5 (mm) の画像データ相当の高画質なものである。

【0050】まず操作者は被検体を寝台5c上に載置し、図示しない入力装置を用いて患者ID、氏名等の患者情報を入力した後、スキャノ像を撮影して検査準備を行う(ステップS1)。このスキャノ像を基に体軸方向の撮影範囲(150 (mm))を決定し、FOVサイズをLサイズ(図37(a)にFOVとして示すように焦点Fから検出器全体にX線ビームを照射した場合の最大のFOVサイズをLLとし、以下L, M, S, SSと順にサイズが小さくなる)、管電流200 (mA)、管電圧120 (kV)、再構成関数を腹部用のFC3と入力する。なお、ここまでの動作は従来のX線CT装置の動作と同様である。

【0051】さらに、操作者は図示しない入力装置を用いてシステム制御部3に対し、投影データの収集検出器列数を収集モードとして4列収集、ビーム厚を2 (mm)、寝台の送り速度を撮影モードとして4列/回転=8mm/rev (高画質モード)、また、最終的な実効スライス厚を5 (mm) とするためにスライス方向再構成フィルタ関数をFLT21とそれぞれ入力する(ステップS3)。

【0052】この状態で操作者により撮影開始命令が図示しない入力装置から入力されると、システム制御部3は、回転架台5aの回転、コリメータ5bの調整、寝台

を制御し、また、再構成関数処理部27によるコンボリューション処理の動作タイミングを制御する。さらに、制御部33は、画像再構成部31による逆投影処理の動作タイミングを制御する。

【0047】表示装置21は、再構成処理部19の画像再構成部31により再構成された画像データをモニタ上に表示する。また、表示装置21は、図示しない画像メモリを備え、前記再構成された画像データを記録する。

【0048】次に、第1実施形態のX線CT装置1の動作を図19を参照して説明する。また、第1実施形態のX線CT装置1では、以下に示すような条件でヘリカルスキャンを行うものとする。

【0049】

【表1】

5cの送り速度を制御するための架台、寝台制御信号を架台、寝台制御部5に対して出力すると共に、X線ビーム発生を制御するためのX線ビーム発生制御信号をX線制御器7に対して出力する。この架台、寝台制御信号が出力されると架台、寝台制御部5は、架台、寝台制御信号を基に、回転架台5aを回転させ、また、コリメータ5bを調整させ、さらに、寝台5cの送り速度を調整させる。また、前記X線ビーム発生制御信号が出力されるとX線制御器7は、高圧発生器9から高電圧を発生させる。また、システム制御部3は、投影データを収集する検出器列を切替えるための検出器列切換え信号を切換え部15に対して出力すると共に、データ収集のタイミングを示すデータ収集制御信号をデータ収集部17に対して出力する。この検出器列切換え信号が出力されると、切換え部15は、第3列~第10列の8列から検出信号を収集可能のように切換える。

【0053】これらにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが照射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。また、前記データ収集制御信号が出力されるとデータ収集部17は、検出器13により検出された検出信号をデジタル信号に変換し、投影データとして所定のタイミングで収集する。

【0054】このとき、指定された条件で第3列から第10列までの8列にX線ビームがX線ビーム発生源11により照射され、データ収集部17によりデータが収集される。即ち、図20(d)に斜線で示す列だけデータ



収集する。尚、図20(a)は検出器13の検出器列を示し、図20(b)は全検出器列からデータ収集する場合を示し、図20(c)は第2列～第11列の10列からデータ収集する場合を示し、図20(d)は第3列～第10列の8列からデータ収集する場合を示し、図20(e)は第4列～第9列の6列からデータ収集する場合を示し、図20(f)は第5列～第8列の4列からデータ収集する場合を示し、図20(g)は第6列～第7列の2列からデータ収集する場合を示している。

【0055】ここでは、不均等な8列分のデータが収集されるので、データ収集部17は、第4、5、6列の検出信号をデータ処理(加算あるいは平均等)して第2データとし、第7、8、9列の検出信号をデータ処理(加算あるいは平均等)して第3データとする。即ち、

第3列 …第1データ

第4、5、6列…第2データ

第7、8、9列…第3データ

第10列 …第4データ

とし、第1、2、3、4データを4列同時に収集する。また、データ収集部17は収集した投影データに対し、X線強度補正、検出器感度補正等種々の補正を行う(ステップS5)。

【0056】データ収集部17により投影データが収集され、種々の補正が行われると、再構成処理部19の制御部33は、この投影データを一時記憶する。また、スライス方向再構成処理部23は、この4列複数回転のヘリカルスキャンの投影データを基に、設定されているスライス方向再構成フィルタ関数FLT21を用いてスライス方向にフィルタ処理を行い1列1回転分の投影データを補間する(ステップS7)。尚、スライス方向再構成フィルタ関数FLT21では、目的とするスライス位置から比較的離れた投影データも用いて補間するので、補間された投影データは比較的厚みを持ったものとなる。

【0057】スライス方向再構成処理部23により投影データが補間されると、再構成関数処理部27は、この補間された投影データと再構成関数FC3をコンボリューション処理する。そして、センタリング処理部31aにより、予め決められたセンタリング軸に一度逆投影し、その後、逆投影部31bにより、画像データを構成する各ピクセルに逆投影し、画像データを再構成する(ステップS9)。

【0058】このとき、厚みを持った投影データから再構成するので、厚みを持った画像データが再構成され、目的とした実効スライス厚5(mm)の画像データが得られる。しかし、元々は2(mm)のビーム厚で収集された投影データを処理して補間データを作成したものであるため、この画像データのパーシャル効果は実効スライス厚2(mm)の画像データ相当のかなり良いものである。また、広い範囲で収集したフォトン数から成る画像デー

タであるので、S/N比は、実効スライス厚5(mm)の画像データ相当である。即ち、前記再構成された投影データは、実効スライス厚2(mm)の画像データ相当のパーシャル抑制効果と、実効スライス厚5(mm)の画像データ相当の高S/N比、ローコントラスト描出能を持っている。

【0059】再構成処理部19により再構成された画像データは、順次表示装置21に供給され、表示装置21のモニタ上に表示される(ステップS11)。

【0060】医師は、表示装置21のモニタ上で読影を行う。もしくは、表示装置21に記録しておき、後で読影するか、読影用のワークステーションにデータ転送後に、その読影用のワークステーションで読影を行うか、一旦フィルムに画像データを落とした後、フィルム上で読影するようにしても良い。これらの内、モニタ上で読影する場合は、読影する画像枚数が150(mm)範囲で30枚になり、読影時間を短縮させることができる。また、これらの内、フィルム上で読影する場合は、フィルム2枚で収まり、同じく読影時間を短縮させることができる。

【0061】次いで、医師が表示装置上もしくは読影用のワークステーション上で読影しているとき、ある画像データで腸管の動きによるアーチファクトが強いことを認めた場合、PMC画像で読影を行う準備をする。即ち、目的の画像データを表示させて、PMC指示をする。ここで、PMC画像とは、実行スキャン時間を減少させることでアーチファクトを抑制した画像のことである。

【0062】前記PMC指示を行う場合、操作者は図示しない入力装置を用い、設定してあるスライス方向再構成フィルタ関数FLT01に変更して再構成リトライを指示する。

【0063】スライス方向再構成フィルタ関数を変更されて再構成リトライの指示がされると、システム制御部33は、再構成処理部19に対してスライス方向再構成フィルタ関数をFLT01に変更して再構成を再び行うことを指示する(ステップS13YES)。これにより、再構成処理部19はスライス方向再構成フィルタ関数をFLT01に変更し(ステップS15)、制御部33に記憶されている投影データを読み出し、変更されたスライス方向再構成フィルタ関数FLT01を用いて投影データを補間して再度画像データ再構成する(ステップS7、S9)。そして、この再構成された画像データは、順次表示装置21のモニタ上もしくは転送されて読影用のワークステーションのモニタ上に表示される(ステップS11)。こうして、ヘリカルスキャンによって腹部撮影およびその読影が行われる。

【0064】次に、第2の検査として頭部撮影を行う場合を図21を参照して説明する。ここで目的とする画像

データは、頭頂部は骨等の構造が単純なため実効スライス厚10 (mm) の画像データ相当、その他頭蓋底等は実効スライス厚5 (mm) の画像データ相当である。

【0065】まず操作者は被検体を寝台5c上に載置し、図示しない入力装置を用いて患者ID、氏名等の患者情報を入力した後、スキャノ像を撮影して検査準備を行う(ステップS21)。このスキャノ像を基に体軸方向の撮影範囲を決定し、FOVサイズをSサイズ、管電流300 (mA)、管電圧120 (kV)、再構成関数をFC4と入力する。なお、ここまでの動作は従来のX線CT装置の動作と同様である。

【0066】さらに、操作者は図示しない入力装置を用いてシステム制御部3に対し、収集モードを4列収集、ビーム厚を2 (mm)、撮影モードを4.5列/回転=9 mm/rev (高画質モード2)とそれぞれ入力する。また、最終的な画質および実効スライス厚を頭頂部ではS/N比と枚数削減重視の10 (mm)、頭蓋底では実効スライス厚中程度の5 (mm)とするためにスライス方向再構成フィルタ関数を、頭頂部ではFLT31、頭蓋底ではFLT21とそれぞれ入力する(ステップS23)。

【0067】この状態で操作者により撮影開始命令が図示しない入力装置から入力されると、システム制御部3は、回転架台5aの回転、コリメータ5bの調整、寝台5cの送り速度を制御するための架台、寝台制御信号を架台、寝台制御部5に対して出力すると共に、X線ビーム発生を制御するためのX線ビーム発生制御信号をX線制御器7に対して出力する。この架台、寝台制御信号が出力されると架台、寝台制御部5は、架台、寝台制御信号を基に、回転架台5aを回転させ、また、コリメータ5bを調整させ、さらに、寝台5cの送り速度を調整させる。また、前記X線ビーム発生制御信号が出力されるとX線制御器7は、高圧発生器9から高電圧を発生させる。また、システム制御部3は、投影データを収集する検出器列を切替えるための検出器列切換え信号を切換え部15に対して出力すると共に、データ収集のタイミングを示すデータ収集制御信号をデータ収集部17に対して出力する。この検出器列切換え信号が出力されると、切換え部15は、第3列～第10列の8列から検出信号を収集可能なように切換える。

【0068】これらにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが曝射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。これにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが曝射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。また、前記データ収集制御信号が出力されるとデータ収集部17は、検出器13により検出された検出信号をデジタル信号に変換し、投影データとして所定のタイミングで収集する。

【0069】このとき、指定された条件で第3列から第10列までの8列にX線ビームがX線ビーム発生源11

により曝射され、データ収集部17によりデータが収集される。

【0070】ここでは、不均等な8列分のデータが収集されるので、データ収集部17は、第3列の検出信号を第1データ、第4、5、6列の検出信号をデータ処理(加算あるいは平均等)して第2データとし、第7、8、9列の検出信号をデータ処理(加算あるいは平均等)して第3データ、第10列の検出信号を第4データとして4列同時に収集する。また、データ収集部17は収集した投影データに対し、X線強度補正、検出器感度補正等種々の補正を行う(ステップS25)。

【0071】データ収集部17により投影データが収集され、種々の補正が行われると、再構成処理部19の制御部33はこの投影データを一時記憶する。また、スライス方向再構成処理部23は、この4列複数回転のヘリカルスキャンの投影データを基に、設定されているスライス方向再構成フィルタ関数を用いてスライス方向にフィルタ処理を行い1列1回転分の投影データを補間する。

【0072】このとき、検査前半の頭蓋底領域ではスライス方向再構成フィルタ関数としてFLT21が指定されているので、FLT21を用いて投影データを補間する。このスライス方向再構成フィルタ関数FLT21を用いた補間では、比較的厚みを持った投影データとなる。

【0073】また、検査後半の頭頂部領域ではスライス方向再構成フィルタ関数として、FLT31が指定されているので、FLT31を用いて投影データを補間する(ステップS27N0, S31)。このスライス方向再構成フィルタ関数FLT31を用いた補間では、スライス方向再構成フィルタ関数FLT21を用いた補間より厚みを持った投影データとなる。

【0074】スライス方向再構成処理部23により投影データが補間されると、再構成関数処理部27は、この補間された投影データと再構成関数FC4をコンボリューション処理する。そして、センタリング処理部31aにより、予め決められたセンタリング軸に一度逆投影し、その後、逆投影部31bにより、画像データを構成する各ピクセルに逆投影し、画像データを再構成する(ステップS33)。

【0075】この再構成された画像データの内、頭蓋底領域の画像データは、スライス方向再構成フィルタ関数FLT21を用いて補間された投影データから再構成されるため、実効スライス厚5 (mm) の画像データ相当で、S/N比も良く、さらにパーシャル効果も抑制された高画質なものとなる。また、前記再構成された画像データの内、頭頂部領域の画像データは、スライス方向再構成フィルタ関数FLT31を用いて補間された投影データから再構成されるため、実効スライス厚10 (mm) の画像データ相当で、S/N比がさらに良くローコント

ラスト描出能に優れた画質となる。

【0076】再構成処理部19により再構成された画像データは、順次表示装置21に供給され、表示装置21のモニタ上に表示される（ステップS35）。

【0077】ここで表示されている画像データをモニタ上で医師が読影していたとき、頭頂部付近に異常な陰影を認めた場合、医師は、頭頂部領域だけ、再度薄い画像データで詳細に読影する準備を行う。即ち、スキヤノ像を表示して領域を設定し（ステップS37YES、S39）、スライス方向再構成フィルタ関数をFLT31からFLT21に換えて再構成リトライを指示する（ステップS27YES、S29）。

【0078】スライス方向再構成フィルタ関数が変更されて再構成リトライの指示がされると、再構成処理部19は変更されたスライス方向再構成フィルタ関数FLT01を用いて投影データを補間して再度画像データ再構成する（ステップS31、S33）。そして、この再構成された画像データは、順次表示装置21のモニタ上に表示される（ステップS35）。このモニタ上に表示される画像データは実効スライス厚5（mm）の画像データ相当に薄くなった画像データである。これにより医師は詳細な読影を行うことができる。こうして、ヘリカルスキャンによって頭部撮影およびその読影が行われる。

【0079】次に、第3の検査として肺野撮影を行う場合を図19を参照して説明する。肺野を撮影する場合は、例えば呼吸困難な被検体である場合があり、息止め時間を最短にすることが望まれる。即ち、撮影モードとして撮影時間が最短となる高速モードで撮影する。このとき、目的とする画像データは、実効スライス厚5（mm）の画像データ相当、ハイコントラスト描出能に優れた画質である。

【0080】まず操作者は被検体を寝台5c上に載置し、図示しない入力装置を用いて患者ID、氏名等の患者情報を入力した後、スキヤノ像を撮影して検査準備を行う（ステップS1）。このスキヤノ像を基に体軸方向の撮影範囲を決定し、FOVサイズをMサイズ、管電流200（mA）、管電圧120（kV）、再構成関数をFC7と入力する。なお、ここまでの動作は従来のX線CT装置の動作と同様である。

【0081】さらに、操作者は図示しない入力装置を用いてシステム制御部3に対し、収集モードを4列収集、ビーム厚を2（mm）、撮影モードを3.5列/回転=14mm/rev（高速モード1）とそれぞれ入力する。また、最終的な実効スライス厚を5（mm）とするためにスライス方向再構成フィルタ関数をFLT11とそれぞれ入力する（ステップS3）。

【0082】この状態で操作者により撮影開始命令が図示しない入力装置から入力されると、システム制御部3は、回転架台5aの回転、コリメータ5bの調整、寝台5cの送り速度を制御するための架台、寝台制御信号を

架台、寝台制御部5に対して出力すると共に、X線ビーム発生を制御するためのX線ビーム発生制御信号をX線制御器7に対して出力する。この架台、寝台制御信号が出力されると架台、寝台制御部5は、架台、寝台制御信号を基に、回転架台5aを回転させ、また、コリメータ5bを調整させ、さらに、寝台5cの送り速度を調整させる。また、前記X線ビーム発生制御信号が出力されるとX線制御器7は、高圧発生器9から高電圧を発生させる。また、システム制御部3は、投影データを収集する検出器列を切り換えるための検出器列切り換え信号を切り換え部15に対して出力すると共に、データ収集のタイミングを示すデータ収集制御信号をデータ収集部17に対して出力する。この検出器列切り換え信号が出力されると、切り換え部15は、第3列～第10列の8列から検出信号を収集可能のように切り換える。

【0083】これらにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが照射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。これにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが照射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。また、前記データ収集制御信号が出力されるとデータ収集部17は、検出器13により検出された検出信号をデジタル信号に変換し、投影データとして所定のタイミングで収集する。

【0084】このとき、指定された条件で第3列から第10列までの8列にX線ビームがX線ビーム発生源11により照射され、データ収集部17によりデータが収集される。

【0085】ここでは、不均等な8列分のデータが収集されるので、データ収集部17は、第3列の検出信号を第1データ、第4、5、6列の検出信号をデータ処理（加算あるいは平均等）して第2データとし、第7、8、9列の検出信号をデータ処理（加算あるいは平均等）して第3データ、第10列の検出信号を第4データとして4列同時に収集する。また、データ収集部17は収集した投影データに対し、X線強度補正、検出器感度補正等種々の補正を行う（ステップS5）。

【0086】データ収集部17により投影データが収集され、種々の補正が行われると、再構成処理部19の制御部33はこの投影データを一時記憶する。また、スライス方向再構成処理部23は、この4列複数回転のヘリカルスキャンの投影データを基に、設定されているスライス方向再構成フィルタ関数FLT11を用いてスライス方向にフィルタ処理を行い1列1回転分の投影データを補間する（ステップS7）。ここでスライス方向再構成フィルタ関数FLT11を用いて補間された投影データは、元々X線ビームが持っていた厚み4（mm）からさほど変わらない厚み5（mm）の投影データとなる。

【0087】スライス方向再構成処理部23により投影データが補間されると、再構成関数処理部27は、この

補間された投影データと再構成関数F C 7をコンボリューション処理する。そして、センタリング処理部3 1 aにより、予め決められたセンタリング軸に一度逆投影し、その後、逆投影部3 1 bにより、画像データを構成する各ピクセルに逆投影し、画像データを再構成する(ステップS 9)。

【0088】このとき、スライス方向再構成フィルタ関数F L T 1 1で補間された投影データから再構成された画像データは、実効スライス厚5 (mm)の画像データ相当である。高速(1 4 mm/rev)に撮影したにも拘らず、スライス方向再構成フィルタ関数F L T 1 1の効果で画質の良い実効スライス厚5 (mm)の画像データ相当の画像データが得られる。

【0089】再構成処理部1 9により再構成された画像データは、順次表示装置2 1に供給され、表示装置2 1のモニタ上に表示される(ステップS 1 1)。医師は、表示装置2 1のモニタ上で読影を行う。こうして、ヘリカルスキャンによって肺野撮影およびその読影が行われる。

【0090】このように、第1実施形態では、形状の異なるスライス方向再構成フィルタ関数を複数スライス方向再構成フィルタ関数記憶部2 5に記憶させておき、検出器1 3により検出された検出信号を基に、前記スライス方向再構成フィルタ関数記憶部2 5に記憶されているスライス方向再構成フィルタ関数の中から所定の条件に対応するものを用いて目的のスライス位置の投影データ補間するようにしているので、高画質な画像データを適度な枚数で得ることが可能となる。

【0091】次に、本発明に係るX線CT装置の第2実施形態を説明する。尚、図1に示した第1実施形態のX線CT装置と再構成処理部1 9のみが変更されているため、この変更された再構成処理部1 9のみを図2 2に示す。

【0092】第2実施形態のX線CT装置では、ビーム厚、F O Vサイズ、撮影部位等から画像データのS/N比やパーシャル効果の有無を予測し、実効スライス厚や画質等の目的とする画像条件等から、収集するX線ビームの厚さとスライス方向再構成フィルタ関数を自動的に設定するようにしたものである。

【0093】図2 2に示すように、第2実施形態の再構成処理部1 9は、図3に示す第1実施形態の再構成処理部1 9に加えて、スライス方向再構成フィルタ関数選択部3 5を設けたものである。

【0094】スライス方向再構成フィルタ関数選択部3 5は、複数の画像条件に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示した複数のテーブルと、複数の検査条件に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示した複数のテーブルを予め記憶すると共に、標準的な処理、3次元処理等に対応させて前記テーブルの優先順位を示した優先順位テーブルを予め記憶し、画像条件、検査条件

と、前記テーブル(1)～(8)、前記優先順位テーブルとを対応させてスライス方向再構成フィルタ関数とビーム厚を選択する。

【0095】画像条件に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示したテーブルとして例えば、図2 3に示すように、目的とする画像の実効スライス厚/ビーム厚に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示したテーブル(1)、画質重視項目(ハイコントラスト分解能、時間分解能、ローコントラスト分解能、標準的画質)に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示したテーブル(2)、画像目的(読影、3次元処理、PMC)に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示したテーブル(3)、F O Vサイズ(L L, L, M, S, S S)に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示したテーブル(4)を記憶する。

【0096】また、検査条件に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示したテーブルとして例えば、図2 4に示すように、撮影及び観察部位(頭部、胸部、腹部、腰椎、骨等)に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示したテーブル(5)、造影経過時間(直後、中期、後期)に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示したテーブル(6)、X線条件(管電流)から計算されるS N (S N (mA, kV, F O V, ビーム厚))に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示したテーブル(7)、スキューンモード(寝台移動速度/目的の画像の実効スライス厚)に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示したテーブル(8)を記憶する。

【0097】また、例えば図2 5に示すように、標準的な処理では、優先順位1がテーブル(1)、以下優先順位にテーブル(8)、テーブル(3)、テーブル(7)、テーブル(2)、テーブル(5)、テーブル(4)、テーブル(6)、3次元処理時は優先順位1をテーブル(3)とした優先順位テーブルを記憶する。尚、これらのテーブル(1)～(8)、優先順位テーブルは操作者が図示しない入力装置を用いて変更することができる。

【0098】次に、第2実施形態の動作例として腹部撮影を行う場合を図2 6を参照して説明する。まず操作者は被検体を寝台5 c上に載置し、図示しない入力装置を用いて患者I D、氏名等の患者情報を入力した後、スキューン像を撮影して検査準備を行う(ステップS 4 1)。このスキューン像を基に体軸方向の撮影範囲を決定し、F O VサイズをLサイズ、管電流2 0 0 (mA)、管電圧1 2 0 (kV)、再構成関数をF C 3と入力する。なお、ここまでの動作は従来のX線CT装置の動作と同様である。

【0099】さらに、操作者は図示しない入力装置を用いてシステム制御部3に対し、撮影対象を腹部と入力し、目的とする画像の実効スライス厚を5 (mm)、撮影モードを高画質モード(4列/回転=8 (mm)/rev)と入力する(ステップS 4 3)。これら操作者により入

力されたデータは、システム制御部3から再構成処理部19に送信される。

【0100】前記データが送信されると再構成処理部19のスライス方向再構成フィルタ関数選択部35は、前記テーブル(1)～(8)と前記優先順位テーブルを基にスライス方向再構成フィルタ関数とビーム厚を選択する(ステップS45)。ここでは、スライス方向再構成フィルタ関数FLT21が選択され、ビーム厚2(mm)が選択される。また、システム制御部3は、撮影モードが高画質モード(4列/回転)であるため、収集モードを4列収集とする。再構成処理部19はこれらを表示装置21のモニタ上に表示する。操作者はこれを確認して実行キーもしくは「OK」とキーを押す。

【0101】この状態で操作者により撮影開始命令が図示しない入力装置から入力されると、システム制御部3は、回転架台5aの回転、コリメータ5bの調整、寝台5cの送り速度を制御するための架台、寝台制御信号を架台、寝台制御部5に対して出力すると共に、X線ビーム発生を制御するためのX線ビーム発生制御信号をX線制御器7に対して出力する。この架台、寝台制御信号が出力されると架台、寝台制御部5は、架台、寝台制御信号を基に、回転架台5aを回転させ、また、コリメータ5bを調整させ、さらに、寝台5cの送り速度を調整させる。また、前記X線ビーム発生制御信号が出力されるとX線制御器7は、高圧発生器9から高電圧を発生させる。また、システム制御部3は、投影データを収集する検出器列を切替えるための検出器列切換え信号を切換え部15に対して出力すると共に、データ収集のタイミングを示すデータ収集制御信号をデータ収集部17に対して出力する。この検出器列切換え信号が出力されると、切換え部15は、第3列～第10列の8列から検出信号を収集可能なように切換える。

【0102】これらにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが曝射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。これにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが曝射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。また、前記データ収集制御信号が出力されるとデータ収集部17は、検出器13により検出された検出信号をデジタル信号に変換し、投影データとして所定のタイミングで収集する。

【0103】このとき、指定された条件で第3列から第10列までの8列にX線ビームがX線ビーム発生源11により曝射され、データ収集部17によりデータが収集される。

【0104】ここでは、不均等な8列分のデータが収集されるので、データ収集部17は、第3列の検出信号を第1データ、第4、5、6列の検出信号をデータ処理(加算あるいは平均等)して第2データとし、第7、8、9列の検出信号をデータ処理(加算あるいは平均

等)して第3データ、第10列の検出信号を第4データとして4列同時に収集する。また、データ収集部17は収集した投影データに対し、X線強度補正、検出器感度補正等種々の補正を行う(ステップS47)。

【0105】データ収集部17により投影データが収集され、種々の補正が行われると、再構成処理部19の制御部33はこの投影データを一時記憶する。また、スライス方向再構成処理部23は、この4列複数回転のヘリカルスキャンの投影データを基に、設定されているスライス方向再構成フィルタ関数FLT21を用いてスライス方向にフィルタ処理を行い1列1回転分の投影データを補間する(ステップS49)。

【0106】スライス方向再構成処理部23により投影データが補間されると、再構成関数処理部27は、この補間された投影データと再構成関数FC3をコンボリューション処理する。そして、センタリング処理部31aにより、予め決められたセンタリング軸に一度逆投影し、その後、逆投影部31bにより、画像データを構成する各ピクセルに逆投影し、画像データを再構成する(ステップS51)。

【0107】このとき、厚みを持った投影データから再構成するので、厚みを持った画像データが再構成され、目的とした実効スライス厚5(mm)の画像データが得られる。しかし、元々は2(mm)のビーム厚で収集された投影データを処理して補間データを作成したものであるため、この画像データのパーシャル効果は実効スライス厚2(mm)の画像データ相当のかなり良いものである。また、広い範囲で収集したフォトン数から成る画像データであるので、S/N比は、実効スライス厚5(mm)の画像データ相当である。即ち、前記再構成された投影データは、実効スライス厚2(mm)の画像データ相当のパーシャル抑制効果と、実効スライス厚5(mm)の画像データ相当の高S/N比、ローコントラスト描出能を持っている。

【0108】再構成処理部19により再構成された画像データは、順次表示装置21に供給され、表示装置21のモニタ上に表示される(ステップS53)。

【0109】ここで表示されている画像データをモニタ上で医師が読影していたとき、陰影を認めてより薄い画像データで詳細に読影したい場合、医師は、目的とする画像データの実効スライス厚を3(mm)として再構成リトライを指示する。

【0110】再構成リトライの指示が行われると、変更されたデータは、システム制御部3から再構成処理部19に送信される。

【0111】前記データが送信されると再構成処理部19のスライス方向再構成フィルタ関数選択部35は、前記テーブル(1)～(8)と前記優先順位テーブルを基にスライス方向再構成フィルタ関数を変更する(ステップS55YES, S57)。ここでは、スライス方向再構成フ

フィルタ関数選択部35は、スライス方向再構成フィルタ関数をFLT21からFLT11に変更する。そして、再構成処理部19は、制御部33に記憶されている投影データを読み出し、変更されたスライス方向再構成フィルタ関数FLT01を用いて投影データを補間して再度画像データを再構成する(ステップS49、S51)。そして、この再構成された画像データは、順次表示装置21のモニタ上もしくは転送されて読影用のワークステーションのモニタ上に表示される(ステップS53)。このモニタ上に表示される画像データは、比較的幅の薄いスライス方向再構成フィルタ関数FLT11を用いて補間された投影データから再構成されるため、実効スライス厚3(mm)の画像データ相当に薄くなったものである。これにより医師は詳細な読影を行うことができる。

【0112】次に、第2実施形態の動作例として3次元画像処理手段を有する場合の例を説図26を参照して説明する。まず操作者は被検体を寝台5c上に載置し、図示しない入力装置を用いて患者ID、氏名等の患者情報を入力した後、スキャノ像を撮影して検査準備を行う(ステップS41)。このスキャノ像を基に体軸方向の撮影範囲を決定し、FOVサイズをSサイズ、管電流300(mA)、管電圧120(kV)、再構成関数をFC5と入力する。なお、ここまでの動作は従来のX線CT装置の動作と同様である。

【0113】さらに、操作者は図示しない入力装置を用いてシステム制御部33に対し、撮影対象を腹部と入力し、目的とする画像の実効スライス厚を5(mm)、3次元処理有りと入力する(ステップS43)。これら操作者により入力されたデータは、システム制御部33から再構成処理部19に送信される。

【0114】前記データが送信されると再構成処理部19のスライス方向再構成フィルタ関数選択部35は、前記テーブル(1)～(8)と前記優先順位テーブルを基にスライス方向再構成フィルタ関数とビーム厚を選択する(ステップS45)。ここでは、スライス方向再構成フィルタ関数FLT21が選択され、ビーム厚2(mm)が選択される。また、システム制御部33は、撮影モードが高画質モード(4列/回転)であるため、収集モードを4列収集とする。

【0115】この状態で操作者により撮影開始命令が図示しない入力装置から入力されると、システム制御部33は、回転架台5aの回転、コリメータ5bの調整、寝台5cの送り速度を制御するための架台、寝台制御信号を架台、寝台制御部5に対して出力すると共に、X線ビーム発生を制御するためのX線ビーム発生制御信号をX線制御器7に対して出力する。この架台、寝台制御信号が出力されると架台、寝台制御部5は、架台、寝台制御信号を基に、回転架台5aを回転させ、また、コリメータ5bを調整させ、さらに、寝台5cの送り速度を調整させる。また、前記X線ビーム発生制御信号が出力される

とX線制御器7は、高圧発生器9から高電圧を発生させる。また、システム制御部33は、投影データを収集する検出器列を切り換えるための検出器列切り換え信号を切り換え部15に対して出力すると共に、データ収集のタイミングを示すデータ収集制御信号をデータ収集部17に対して出力する。この検出器列切り換え信号が出力されると、切り換え部15は、第3列～第10列の8列から検出信号を収集可能なように切り換える。

【0116】これらにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが照射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。これにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが照射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。また、前記データ収集制御信号が出力されるとデータ収集部17は、検出器13により検出された検出信号をデジタル信号に変換し、投影データとして所定のタイミングで収集する。

【0117】このとき、指定された条件で第3列から第10列までの8列にX線ビームがX線ビーム発生源11により照射され、データ収集部17によりデータが収集される。

【0118】ここでは、不均等な8列分のデータが収集されるので、データ収集部17は、第3列の検出信号を第1データ、第4、5、6列の検出信号をデータ処理(加算あるいは平均等)して第2データとし、第7、8、9列の検出信号をデータ処理(加算あるいは平均等)して第3データ、第10列の検出信号を第4データとして4列同時に収集する。また、データ収集部17は収集した投影データに対し、X線強度補正、検出器感度補正等種々の補正を行う(ステップS47)。

【0119】データ収集部17により投影データが収集され、種々の補正が行われると、再構成処理部19の制御部33はこの投影データを一時記憶する。また、スライス方向再構成処理部23は、この4列複数回転のヘリカルスキャンの投影データを基に、設定されているスライス方向再構成フィルタ関数FLT21を用いてスライス方向にフィルタ処理を行い1列1回転分の投影データを補間する(ステップS49)。

【0120】スライス方向再構成処理部23により投影データが補間されると、再構成関数処理部27は、この補間された投影データと再構成関数FC5をコンボリューション処理する。そして、センタリング処理部31aにより、予め決められたセンタリング軸に一度逆投影し、その後、逆投影部31bにより、画像データを構成する各ピクセルに逆投影し、画像データを再構成する(ステップS51)。

【0121】このとき、厚みを持った投影データから再構成するので、厚みを持った画像データが再構成され、目的とした実効スライス厚5(mm)の画像データが得られる。しかし、元々は2(mm)のビーム厚で収集された

投影データを処理して補間データを作成したものであるため、この画像データのパーシャル効果は実効スライス厚 2 (mm) の画像データ相当のかなり良いものである。また、広い範囲で収集したフォトン数から成る画像データであるので、S/N比は、実効スライス厚 5 (mm) の画像データ相当である。即ち、前記再構成された投影データは、実効スライス厚 2 (mm) の画像データ相当のパーシャル抑制効果と、実効スライス厚 5 (mm) の画像データ相当の高 S/N比、ローコントラスト描出能を持っている。

【0122】再構成処理部 19 により再構成された画像データは、順次表示装置 21 に供給され、表示装置 21 のモニタ上に表示される (ステップ S 53)。

【0123】医師は、表示装置 21 のモニタ上で画像データの確認を行い、フィルムあるいは図示しないハードディスク装置、光磁気ディスク装置等にその画像データを記憶させる。そして位置は確認終了後、図示しない入力装置を用いて 3 次元処理の指示を行う。

【0124】3 次元処理の指示が行われるとシステム制御部 3 は、スライス方向再構成フィルタ関数を 3 次元処理用のものに変更することを再構成処理部 19 に対して指示する。

【0125】前記 3 次元処理用のスライス方向再構成フィルタ関数を変更することが指示されると再構成処理部のスライス方向再構成フィルタ関数選択部 35 は、スライス方向再構成フィルタ関数を FLT00 に変更する (ステップ S 55 YES, S 57)。そして、再構成処理部 19 は、制御部 33 に一時記憶されている投影データを読み出し、変更されたスライス方向再構成フィルタ関数 FLT00 を用いて投影データを補間して再度画像データを再構成する (ステップ S 49, S 51)。

【0126】このスライス方向再構成フィルタ関数 FLT00 は図 5 に示すように極端に薄いものであり、補間された投影データは最も厚さが薄いものとなる。従って再構成される画像データも実効スライス厚が最も薄い画像データ (2 (mm)) となる。この画像データはアーチファクトがややあるので特殊な読影目的以外には何らかの処理をしないと津上の読影には適さない。特殊な読影目的とは、例えば骨を観察するためウィンドウを広げるのでアーチファクトの許容範囲が広く、実効スライス厚の薄さを優先したい等である。

【0127】3 次元処理の場合には、3 次元画像作成のために、しきい値処理するので、多少のアーチファクトは影響がない。実効スライス厚が厚いと、最終的な 3 次元画像の分解能が劣化するので、その薄さが優先される。

【0128】次いで、図示しない 3 次元画像処理手段は、この実効スライス厚 2 (mm) の画像データを基にボクセルデータを作成する。医師は、このボクセルデータをしきい値処理して色づけし、骨と腫瘍、血管等を表現

した 3 次元画像を作成する。この 3 次元画像は、実効スライス厚 2 (mm) の薄い画像データを基に作成されているので、滑らかでスライス方向分解能の高いものとなる。

【0129】次に、第 2 実施形態の動作例として造影剤を用いた場合の例を図 27 を参照して説明する。まず操作者は被検体を寝台 5c 上に載置し、図示しない入力装置を用いて患者 ID、氏名等の患者情報を入力した後、スキャノ像を撮影して検査準備を行う (ステップ S 61)。このスキャノ像を基に体軸方向の撮影範囲 (150 (mm)) を決定し、FOV サイズを M サイズ、管電流 200 (mA)、管電圧 120 (kV)、再構成関数を FC2 と入力する。なお、ここまでの動作は従来の X 線 CT 装置の動作と同様である。

【0130】さらに、操作者は図示しない入力装置を用いてシステム制御部 3 に対し、撮影対象を腹部造影と入力し、目的とする画像の実効スライス厚を 5 (mm) と入力する (ステップ S 63)。これら操作者により入力されたデータは、システム制御部 3 から再構成処理部 19 に送信される。

【0131】前記データが送信されると再構成処理部 19 のスライス方向再構成フィルタ関数選択部 35 は、前記テーブル (1) ~ (8) と前記優先順位テーブルを基にスライス方向再構成フィルタ関数とビーム厚を選択する (ステップ S 65)。ここでは、スライス方向再構成フィルタ関数 FLT01 および FLT21 が選択され、ビーム厚 2 (mm) が選択される。また、システム制御部 3 は、撮影モードを 4 列/回転 = 8 (mm)/rev、収集モードを 4 列収集とする。再構成処理部 19 はこれらを表示装置 21 のモニタ上に表示する。操作者はこれを確認して実行キーもしくは「OK」とキーを押す。

【0132】この状態で操作者により撮影開始命令が図示しない入力装置から入力されると、システム制御部 3 は、回転架台 5a の回転、コリメータ 5b の調整、寝台 5c の送り速度を制御するための架台、寝台制御信号を架台、寝台制御部 5 に対して出力すると共に、X 線ビーム発生を制御するための X 線ビーム発生制御信号を X 線制御器 7 に対して出力する。この架台、寝台制御信号が出力されると架台、寝台制御部 5 は、架台、寝台制御信号を基に、回転架台 5a を回転させ、また、コリメータ 5b を調整させ、さらに、寝台 5c の送り速度を調整させる。また、前記 X 線ビーム発生制御信号が出力されると X 線制御器 7 は、高圧発生器 9 から高電圧を発生させる。また、システム制御部 3 は、投影データを収集する検出器列を切り換えるための検出器列切換え信号を切換え部 15 に対して出力すると共に、データ収集のタイミングを示すデータ収集制御信号をデータ収集部 17 に対して出力する。この検出器列切換え信号が出力されると、切換え部 15 は、第 3 列 ~ 第 10 列の 8 列から検出信号を収集可能なように切り換える。

【0133】これらにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが照射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。これにより、X線ビーム発生源11からX線ビームが照射されると共に寝台5cが移動されてヘリカルスキャンによる撮影が開始される。また、前記データ収集制御信号が出力されるとデータ収集部17は、検出器13により検出された検出信号をデジタル信号に変換し、投影データとして所定のタイミングで収集する。

【0134】このとき、指定された条件で第3列から第10列までの8列にX線ビームがX線ビーム発生源11により照射され、データ収集部17によりデータが収集される。

【0135】ここでは、不均等な8列分のデータが収集されるので、データ収集部17は、第3列の検出信号を第1データ、第4、5、6列の検出信号をデータ処理（加算あるいは平均等）して第2データとし、第7、8、9列の検出信号をデータ処理（加算あるいは平均等）して第3データ、第10列の検出信号を第4データとして4列同時に収集する。また、データ収集部17は収集した投影データに対し、X線強度補正、検出器感度補正等種々の補正を行う。ここでは、規定の範囲を所定の間隔で繰り返しヘリカルスキャンする。またこの例では造影経過時間に対応させてスライス方向再構成フィルタ関数を選択する。

【0136】例えば造影初期では、造影剤の動きが体動に相当するので、アーチファクトが発生し、また、造影剤の染まり方の変化が重要であることと合わせ、スライス方向再構成処理部23は、時間分解能を優先して幅狭なスライス方向再構成フィルタ関数FLT01を用い、さらに180度＋ファン角度の投影データだけ補間する（ステップS69、S71）。

【0137】スライス方向再構成処理部23により投影データが補間されると、再構成関数処理部27は、この補間された投影データと再構成関数FC2をコンボリューション処理する。そして、センタリング処理部31aにより、予め決められたセンタリング軸に一度逆投影し、その後、逆投影部31bにより、画像データを構成する各ピクセルに逆投影し、画像データを再構成する（ステップS73）。

【0138】ここで造影初期では180度＋ファン角度の投影データを基に再構成するので、実効スキャン時間は1回転の半分程度であり、時間分解能の高い良好な画像データが得られる。そして、再構成処理部19により再構成された画像データは順次表示装置21に供給され、表示装置21のモニタ上に表示される（ステップS75）。

【0139】また、造影中期および後期では、造影剤はほぼ安定的に行き渡り、S/N比の良い画像データで染まり方を詳細に検討したいので、スライス方向再構成処

理部23は、幅広なスライス方向再構成フィルタ関数FLT21を用いて投影データを補間する（ステップS69、S71）。

【0140】スライス方向再構成処理部23により投影データが補間されると、再構成関数処理部27は、この補間された投影データと再構成関数FC2をコンボリューション処理する。そして、センタリング処理部31aにより、予め決められたセンタリング軸に一度逆投影し、その後、逆投影部31bにより、画像データを構成する各ピクセルに逆投影し、画像データを再構成する（ステップS73）。

【0141】ここで造影中期および後期では通常の再構成を行うので、S/N比およびローコントラスト描出能の高い画像データが得られる。そして、再構成処理部19により再構成された画像データは順次表示装置21に供給され、表示装置21のモニタ上に表示される（ステップS75）。医師は、表示装置21のモニタ上で読影を行う。

【0142】このように、第2実施形態のX線CT装置では、実効スライス厚、画質等の画像条件等に対応させて収集するビームの厚さとスライス方向再構成フィルタ関数を自動的に設定するようにしているので、第1実施形態の効果に加え、操作者に掛かる負担を軽減することができる。

【0143】尚、第1実施形態、第2実施形態共に検出器13として、Z軸方向の高さが異なる複数の検出器列を有するものを用いていたが、本発明はこれに限定されることなく、図36（C）に示すようなZ軸方向の高さが等しい複数の検出器列（例えばZ軸方向の高さが1（mm）の検出器列を20列）を有する検出器13を用いるようにしても良い。

【0144】この場合、例えば図28（a）～（d）に示すように、フィルタ幅の異なるスライス方向再構成フィルタ関数の中から、目的とする画像データの実効スライス厚、画質等の画像条件に対応させてスライス方向再構成フィルタ関数を選択するようにする。このとき、予めスライス方向再構成フィルタ関数記憶部25にスライス方向再構成フィルタ関数として、図28（a）に示すように目的とする画像データの実効スライス厚が2（mm）用のものと、図28（b）に示すように目的とする画像データの実効スライス厚が3（mm）用のものと、図28（c）に示すように目的とする画像データの実効スライス厚が5（mm）用のものと、図28（d）に示すように目的とする画像データの実効スライス厚が10（mm）用のもの等を記憶させておき、この中から画像条件に対応したものを選択する。また、前述した第2実施形態の場合と同様に、画像条件に対応させて自動的にスライス方向再構成フィルタ関数を選択させるようにしても良い。

【0145】また、第1実施形態、第2実施形態共に図



5～図18に示すようなスライス方向再構成フィルタ関数を用いていたが、本発明はこれに限定されることなく、他のスライス方向フィルタ関数を用いても良い。

【0146】例えば、スライス方向再構成フィルタ関数記憶部25にFLT0、FLT1、FLT2、FLT3の4種類のフィルタ強度を持つものを予め記憶させる。このスライス方向再構成フィルタ関数FLT0、FLT1、FLT2、FLT3は、FLT0から番号が大きくなるにつれてスライス方向の分解能が劣化する。例えばスライス方向再構成フィルタ関数FLT3なら5枚分（5画像分）の画像データを加算し、FLT2なら3枚分の画像データを加算、FLT1なら1枚分の画像データを加算する。また、FLT0なら同一画素でスライス

この再構成処理部19により再構成された画像データは、このため、シフトレジスタ15に記憶され、順次表示装置21に供給され、表示装置21のモニタ上に表示され、医師の読影に供する。

【0149】尚、基本的には、スライス方向の平滑化処理（東ね処理）を画像加算で行うことと、スライス方向の先鋭化処理を同一画素のスライス方向のハイパスフィルタ/デコンボリューション処理で行うことである。ま

方向にハイパスフィルタ処理をしたような、いわゆるデコンボリューション処理と同等となる。

【0147】ここで、例えば4列検出器で2（mm）×4列＝8（mm）ビームで寝台送り速度8（mm/rev）でスキャンを行うものとする。この場合、再構成処理19では、1（mm）間隔で画像データを再構成する。このとき、操作者から画像ピッチは2（mm）と指定されている場合、再構成処理部19は、スライス方向再構成フィルタ関数としてFLT2を用い、以下に示す式（1）により各スライス位置の画像データを作成する。

【0148】

【数1】

また、隣接画像データ作成時には以下に示す式（2）の差分加算方式で画像データを作成するようにしても良い。

【0150】

【数2】

$$\text{IMAGE}(Z=Z_0+\Delta, \text{FLT2}) = [\text{IMG}(Z=Z_0) + \text{IMG}(Z=Z_0+\Delta) + \text{IMG}(Z=Z_0+2\Delta)]/3$$

$$= \text{IMAGE}(Z=Z_0, \text{FLT2}) + [\text{IMG}(Z=Z_0+2\Delta) - \text{IMG}(Z=Z_0+\Delta)]/3 \dots (2)$$

尚、前記の前数字はこれに限定されるものではない。

【0151】次に、本発明に係るX線CT装置の第3実施形態を説明する。尚、第3実施形態のX線CT装置は第2実施形態のX線CT装置と構成は同一であるため、図示および詳細な説明は省略した。

【0152】第3実施形態のX線CT装置は、図29に示すように、所定のスライス間隔で回転架台5aを360度回転させて投影データを得るスタティックスキャンを行う場合にも適用できるようにしたものである。このため、スライス方向再構成フィルタ関数記憶部25に、第2実施形態でのスライス方向再構成フィルタ関数に加えて、図31に示すようなスライス方向再構成フィルタ関数FLT-A、FLT-B、FLT-C、FLT-D、FLT-Eを予め記憶させておく。

【0153】スライス方向再構成フィルタ関数FLT-Aは、通常使用されるものであり（通常モード）、図30と図31に示すように、第1データをデータ1、第2データをデータ2、第3データをデータ3、第4データをデータ4とする。スライス方向再構成フィルタ関数FLT-Bは、東ねモードであり図30と図32に示すように、第1データと第2データを加算処理してデータ1、第3データと第4データを加算処理してデータ2とする。スライス方向再構成フィルタ関数FLT-Cは、東ねモードであり図30に示すように、第1データと第2データと第3データと第4データを加算処理してデータ1とする。スライス方向再構成フィルタ関数FLT-D

Dは、図30に示すように、第1データをデータ1、第2データと第3データを加算処理してデータ2、第4データをデータ3とする。スライス方向再構成フィルタ関数FLT-Eは、図30に示すように、第2データと第3データを加算処理してデータ1とする（第1データと第2データは使用しない）。

【0154】次に、第3実施形態の動作を図31を参照して説明する。まず操作者は被検体を寝台5c上に載置し、図示しない入力装置を用いて患者ID、氏名等の患者情報を入力した後、スキャン像を撮影して検査準備を行う（ステップS81）。このスキャン像を基に体軸方向の撮影範囲（150（mm））を決定し、FOVサイズをSサイズ、管電流300（mA）、管電圧120（kV）、再構成関数を頭部用のFC4と入力する。尚、ここまでの動作は従来のX線CT装置の動作と同様である。

【0155】さらに、操作者は図示しない入力装置を用いてシステム制御部3に対し、撮影対象を頭部造影と入力し、目的とする画像の実効スライス厚を4（mm）、撮影モードを頭蓋底領域ではスタティック高画質モード、頭頂部ではスタティック高速モードと入力する（ステップS83）。これら操作者により入力されたデータは、システム制御部3から再構成処理部19に送信される。

【0156】前記データが送信されると再構成処理部19では、収集モード等を領域毎に設定する。即ち、頭蓋底領域ではビーム厚を2（mm）、収集モードを4列収

集、寝台送りを8 (mm/ステップ)、スライス方向再構成フィルタ関数を束ねモードのFLT-Bとする。また、頭頂部領域ではビーム厚を4 (mm)、収集モードを4列収集、寝台送りを16 (mm/ステップ)、スライス方向再構成フィルタ関数を通常モードのFLT-Aとする (ステップS85)。再構成処理部19はこれらを表示装置21のモニタ上に表示する。操作者はこれを確認して実行キーもしくは「OK」とキーを押す。

【0157】この状態で操作者により撮影開始命令が図示しない入力装置から入力されると、システム制御部3は、回転架台5aの回転、コリメータ5bの調整、寝台5cの送り速度を制御するための架台、寝台制御信号を架台、寝台制御部5に対して出力すると共に、X線ビーム発生を制御するためのX線ビーム発生制御信号をX線制御器7に対して出力する。この架台、寝台制御信号が出力されると架台、寝台制御部5は、架台、寝台制御信号を基に、回転架台5aを回転させ、また、コリメータ5bを調整させ、さらに、寝台5cのステップ移動の距離およびそのタイミングを調整させる。また、前記X線ビーム発生制御信号が出力されるとX線制御器7は、高圧発生器9から高電圧を発生させる。これにより、スタティックスキャンによる撮影が開始される。

【0158】ここで、システム制御部3は、頭蓋底領域では1スキャン毎に8 (mm)、頭頂部領域では1スキャン毎に16 (mm) 寝台5cを移動させる。また、コリメータ5bに必要な照射幅に合わせて開口幅を制御して不要な被曝を低減させると共に、切換え部15を切り換えてデータ収集部17により必要なデータを収集させる。また、データ収集部17は収集した投影データに対し、X線強度補正、検出器感度補正等種々の補正を行う (ステップS87)。

【0159】データ収集部17により投影データが収集され、種々の補正が行われると、再構成処理部19のスライス方向再構成処理部23は、設定されているスライス方向再構成フィルタ関数に合わせて投影データを得る。

【0160】ここで、頭蓋底領域では図31に示すように、スライス方向再構成フィルタ関数FLT-Bを用いて第1データと第2データを加算処理してデータ1、第3データと第4データを加算処理してデータ2を得る。

【0161】また、頭頂部領域では図32に示すように、スライス方向再構成フィルタ関数FLT-Aを用いて第1データをデータ1、第2データをデータ2、第3データをデータ3、第4データをデータ4とする (ステップS89)。

【0162】スライス方向再構成処理部23により投影データが補間されると、再構成関数処理部27は、この補間された投影データと再構成関数FC4をコンボリューション処理する。そして、センタリング処理部31aにより、予め決められたセンタリング軸に一度逆投影し、その後、逆投影部31bにより、画像データを構成

する各ピクセルに逆投影し、画像データを再構成する (ステップS91)。

【0163】このとき、頭蓋底領域では、2 (mm) 厚の画像データ相当のパーシャル効果による4 (mm) 厚の画像データが得られる。また、頭頂部領域では、1回で4スライス得られるため、スキャン時間を短縮させることができる。

【0164】再構成処理部19により再構成された画像データは、順次表示装置21に供給され、表示装置21のモニタ上に表示される (ステップS93)。頭蓋底付近の画像データのスライス位置は図34の中央と右側に矢印で示すように第1データと第2データのスライス位置の間とする。このときの画像の再構成ピッチは4 (mm) である。そして医師は、表示装置21のモニタ上で読影を行う。

【0165】ここで、医師が頭蓋底の画像データ読影時に、異常な陰影を発見し、前回の検査により得られた画像データと比較読影するために、今回の画像ピッチを細かくして再構成したい場合、医師は画像再構成ピッチを2 (mm) にして再構成リトライを指示する (ステップS95 YES)。

【0166】これにより再構成処理部19は、図34の右側に示すように投影データの加算処理の組み合わせを変更したスライス方向再構成フィルタ関数を用いてスライス方向にフィルタ処理を行い、図34の右側に矢印で示すスライス位置の4 (mm) 厚の画像データを得る (ステップS89、S91)。

【0167】そして、今回再構成した画像データと前回再構成した画像データは組み合わせられ、再構成ピッチ2 (mm) で順次表示装置21のモニタ上に表示される (ステップS93)。

【0168】このように、第3実施形態のX線CT装置では、予めスライス方向再構成フィルタ関数記憶部25にスタティックスキャン用のスライス方向再構成フィルタ関数を記憶させ、撮影対象、ビーム厚と目的とする画像の特性に対応させてスライス方向再構成フィルタを選択するようにしているので、高画質な画像データを適度な枚数で得ることが可能となる。

【0169】尚、第1実施形態、第2実施形態、第3実施形態共に、再構成関数、スライス方向再構成フィルタ関数は、前記の例に限定されるものではなく、例えばスライス方向再構成フィルタ関数の形状 (幅と重み) は、いずれの形状でも良い。

【0170】また、第1実施形態、第2実施形態共に、フィルタ補間を用いたシングルスライスCTにも適用することができる。さらに、第1実施形態、第2実施形態共に、スライス厚は前述の例に限定されるものではなく、例えばスライス厚4 (mm) の場合には、第2列から第11列までの10列にX線ビームを照射してデータを収集する。即ち、図20 (c) に斜線で示した列だけデ

ータを収集する。ここでは、不均等な10列分のデータが収集されるので、第3, 4, 5, 6列の4つのデータを処理（加算あるいは平均等）して第2データとする。同様に、第7, 8, 9, 10列のデータを処理して第3データとする。即ち、

第2列                   …第1データ  
第3, 4, 5, 6列   …第2データ  
第7, 8, 9, 10列…第3データ  
第11列               …第4データ

とし、第1, 2, 3, 4データを同時に収集する。さらに、第1実施形態と第2実施形態では、補間方法として対向ビームを用いたフィルタ補間法を例に説明したが、これに限定されるものではなく、例えば隣接補間法とフィルタ補間法の組み合わせ等でも良い。

【0171】さらに、スライス方向再構成フィルタ関数の形状（幅と重み）は、限定されるものではなく、いずれの形状（幅と重み）でも良い。

【0172】さらに、第1実施形態と第2実施形態では

$$\text{Data}(Z_0) = \sum_{k=-k}^{+k} W(k) \times \text{Mi-Data}(Z-Z_0+k) \dots (3)$$

【0175】

【発明の効果】以上説明したように請求項1記載の発明によれば、X線ビーム発生源からX線ビームを照射させ、目的とするスライス上のデータを、検出手段により検出された検出信号を基に、スライス方向の分解能を可変とするスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得するようにしているので、高画質な画像データを適度な枚数で提供することが可能となる。

【0176】また、請求項2記載の発明によれば、X線ビーム発生源を回転させながらX線ビームを発生させると共に、寝台移動手段により寝台を移動させ、目的とするスライス上のデータを、検出手段により検出された検出信号を基に、スライス方向の分解能を可変とするスライス方向再構成フィルタ関数を用いて補間するようにしているので、高画質な画像データを適度な枚数で提供することが可能となる。

【0177】さらに、請求項3記載の発明によれば、寝台移動手段により寝台を被検体の対軸方向に断続的に移動させ、X線ビーム発生源を回転させながらX線ビームを発生させて検出手段により所定のスライス位置の検出信号を検出させ、目的とするスライス上のデータを、前記検出手段により検出された検出信号を基に、スライス方向の分解能を可変とするスライス方向再構成フィルタ関数を用いて取得するようにしているので、高画質な画像データを適度な枚数で提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係るX線CT装置の第1実施形態の概略の構成を示すブロック図である。

【図2】検出器の一例を示す図である。

不均等12列検出器13を用いた場合を例にして説明したが、これに限定されるものではなく、例えば均等8列検出器による4列サンプリングでも良いし、例えば100列検出器等、その他の形状による収集でも良い。また、直線マルチスライス検出器あるいは平面検出器でも良い。

【0173】さらに、第1実施形態と第2実施形態ではスライス方向再構成フィルタ関数を図5～図18に示す関数の形を用いて説明したが、これに限定されるものではなく、他の表現方法でも良い。例えば、目的のスライス位置（ $Z_0$ ）の補間データを以下に示す式（3）のようを得るものと考え、目的のスライス位置前後の複数のスライス位置（ $Z=Z_0+\Delta k$ ）の補間データの重み付け加算と考え、その複数のスライス位置（ $Z=Z_0+\Delta k$ ）の幅（ $\Delta$ と $k$ ）と重み $W(k)$ でスライス方向再構成フィルタ関数としても良い。

【0174】

【数3】

【図3】再構成処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図4】スライス方向再構成フィルタ関数の特徴と示す図である。

【図5】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT00）を示す図である。

【図6】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT01）を示す図である。

【図7】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT02）を示す図である。

【図8】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT03）を示す図である。

【図9】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT11）を示す図である。

【図10】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT12）を示す図である。

【図11】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT13）を示す図である。

【図12】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT21）を示す図である。

【図13】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT22）を示す図である。

【図14】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT23）を示す図である。

【図15】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT31）を示す図である。

【図16】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT32）を示す図である。

【図17】スライス方向再構成フィルタ関数（FLT33）

3)を示す図である。

【図18】スライス方向再構成フィルタ関数(FLT41)を示す図である。

【図19】第1実施形態の動作(第1の検査と第3の検査)の流れを示すフローチャートである。

【図20】データを収集する検出機列を示す図である。

【図21】第1実施形態の動作(第2の検査)の流れを示すフローチャートである。

【図22】本発明に係るX線CT装置の第2実施形態の再構成処理部の構成を示すブロック図である。

【図23】複数の画像条件に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示すテーブルである。

【図24】複数の検査条件に対応するスライス方向再構成フィルタ関数を示すテーブルである。

【図25】画像条件と検査条件の優先順位を示すテーブルである。

【図26】第2実施形態の動作の流れを示すフローチャートである。

【図27】第2実施形態の動作の流れを示すフローチャートである。

【図28】他のスライス方向再構成フィルタ関数を示す図である。

【図29】スタティックスキャンを説明するための図である。

【図30】スタティックスキャン用のスライス方向再構成フィルタ関数を示す図である。

【図31】第3実施形態の動作の流れを示すフローチャートである。

【図32】スライス方向再構成フィルタ関数FLT-Bによる処理を示す図である。

【図33】スライス方向再構成フィルタ関数FLT-Aによる処理を示す図である。

【図34】スライス方向再構成フィルタ関数FLT-Bによる処理とスライス位置を示す図である。

【図35】従来例の概略の構成を示すブロック図である。

【図36】シングルスライスCTとダブルスライスCT

とマルチスライスCTを示す概略的な図である。

【図37】図1に示した～の内部構成を示した回路図である。

【図38】FCD, FOV, FDDを説明するための図である。

【図39】縦軸に回転位相、横軸にZ軸(体軸)方向を記すことによりヘリカルスキャンを示した図(スキャン図)である。

【図40】360度補間法と対向ビーム補間法を説明するための図である。

【図41】スライスプロファイルを示す図である。

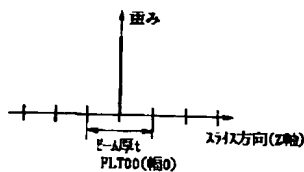
【図42】再構成関数を示す図である。

【図43】再構成関数(FC1, FC5)の特性を示す図である。

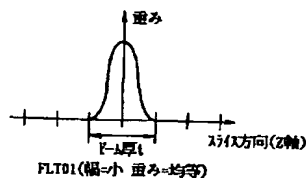
【符号の説明】

- 1 X線CT装置
- 3 システム制御部
- 5 架台、寝台制御部
- 5a 回転架台
- 5b コリメータ
- 5c 寝台
- 7 X線制御器
- 9 高電圧発生器
- 11 X線ビーム発生源
- 13 検出器
- 15 切換え部
- 17 データ収集部
- 19 再構成処理部
- 21 表示装置
- 23 スライス方向再構成フィルタ関数処理部
- 25 スライス方向再構成フィルタ関数記憶部
- 27 再構成関数処理部
- 29 再構成関数記憶部
- 31 画像再構成部
- 33 制御部
- 35 スライス方向再構成フィルタ関数選択部

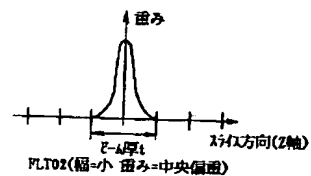
【図5】



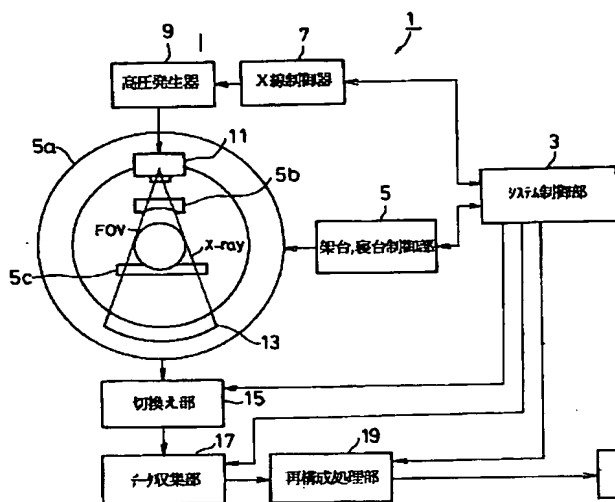
【図6】



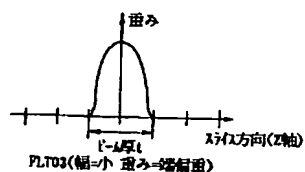
【図7】



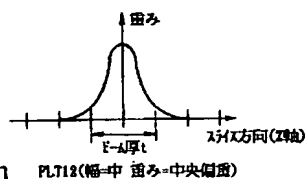
【图 1】



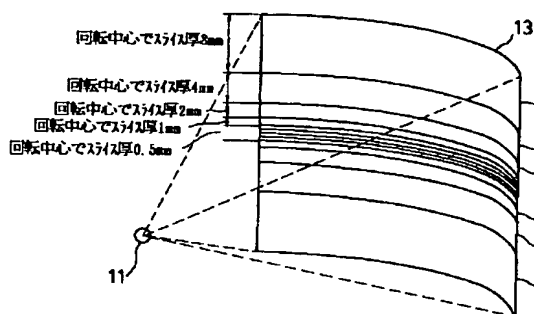
【图8】



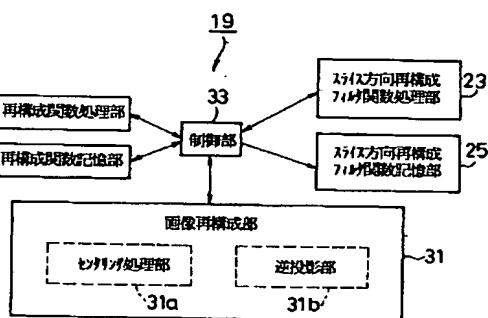
【図 10】



【图 2】



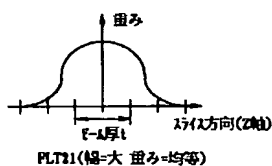
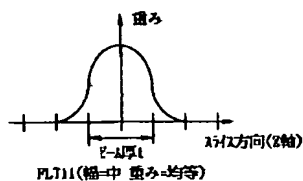
【図4】



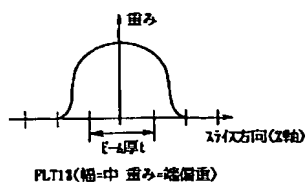
【图9】

	互換方向用構成 フィルタ数の特徴	得られる画像の特徴
FL700	0	フィルタなし、実効フィルタ厚もっとも薄い
ML701	1 均等	変換フィルタ厚薄い、M-JTフィルタ分解能高いが、ややS/N悪い
FL702	2 中央偏重	輪郭く、中央部に大い加重、変換フィルタ厚はFL701より薄くなる
FL703	3 端部偏重	輪郭く、端付近まで大い加重、変換フィルタ厚はFL701より厚くなる
FL711	中 均等	標準的な実効フィルタ厚と画質
FL712	中央偏重	変換フィルタ厚FL711より薄い
FL713	中 端部偏重	変換フィルタ厚FL711より厚い
FL721	大 均等	やや厚めのフィルタ厚、S/N良く0-27J/Tの分解能高い
FL722	中央偏重	変換フィルタ厚FL721より薄い
FL723	大 端部偏重	変換フィルタ厚FL721より厚い
FL731	倍大 均等	かなり厚めのフィルタ厚、S/Nかなり良く0-27J/Tの分解能高い
FL732	倍大中央偏重	FL731より変換フィルタ厚薄い
FL733	倍大 端部偏重	FL731より変換フィルタ厚厚い

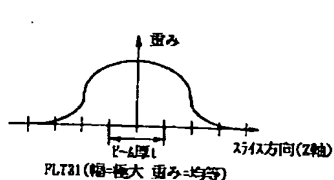
【图 12】



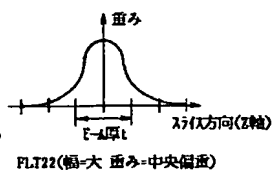
【図11】



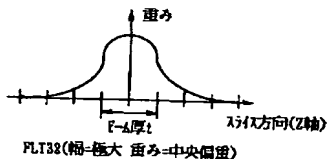
【図15】



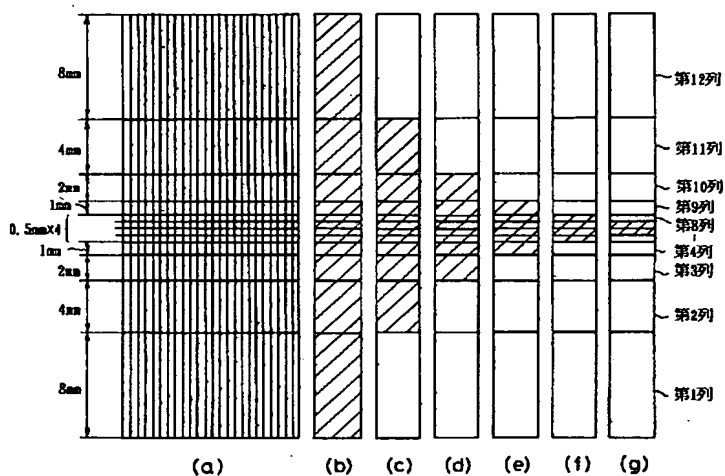
【図13】



【図16】



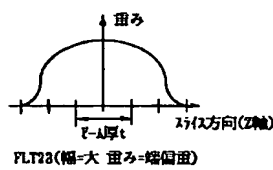
【図20】



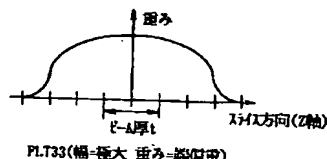
【図25】

	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)
標準	1	5	3	7	6	8	4	2
3D処理時			1					

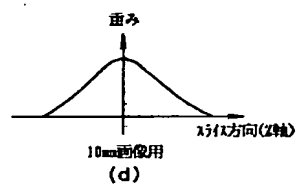
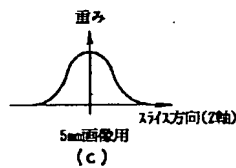
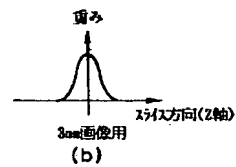
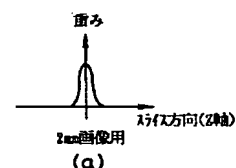
【図14】



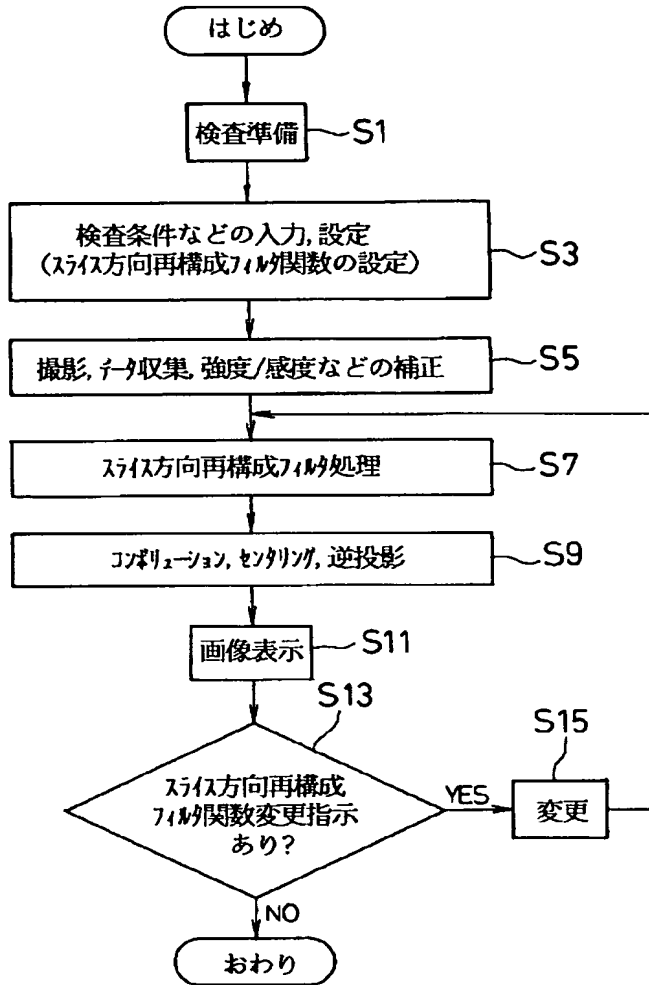
【図17】



【図28】



【図19】

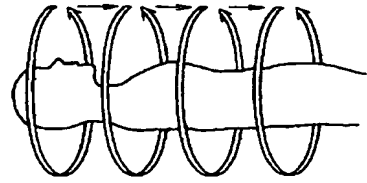


【図30】

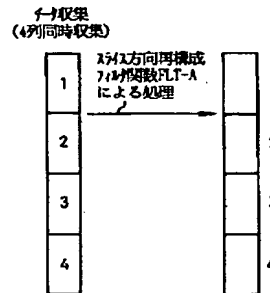
スライス方向再構成 フィルタ関数	FLT-A	FLT-B	FLT-C	FLT-D	FLT-E
第1フィルタ	フィルタ1	フィルタ1	フィルタ1	フィルタ1	
第2フィルタ	フィルタ2			フィルタ2	フィルタ1
第3フィルタ	フィルタ3	フィルタ2		フィルタ3	
第4フィルタ	フィルタ4			フィルタ3	

スライファクション用スライス方向再構成フィルタ関数

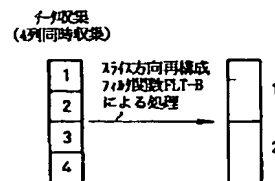
【図29】



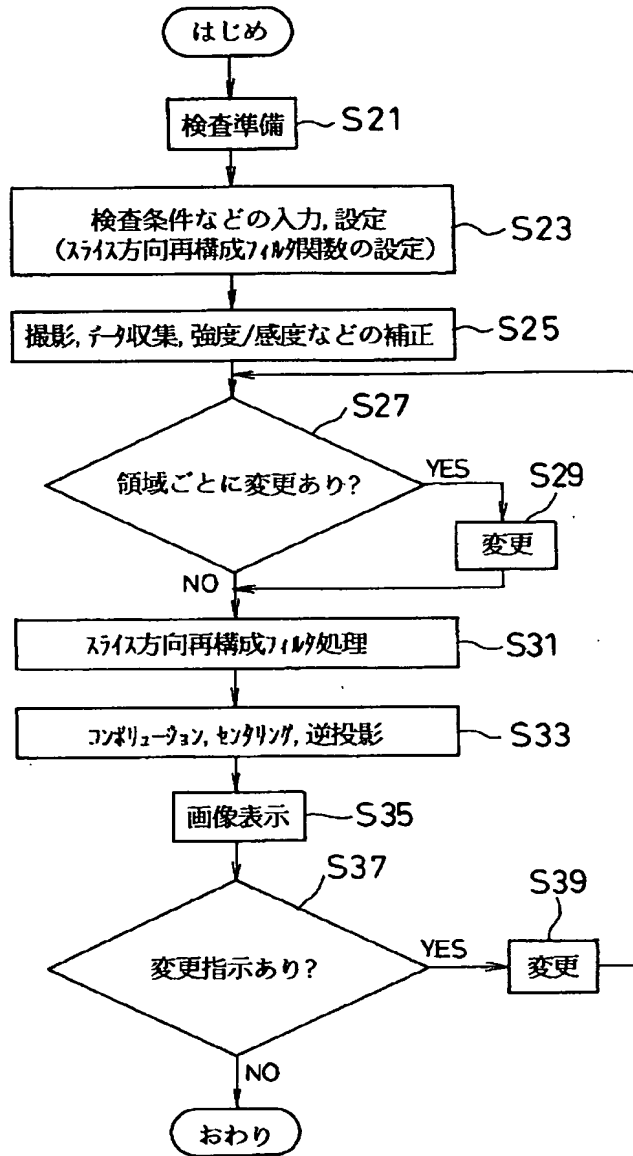
【図33】



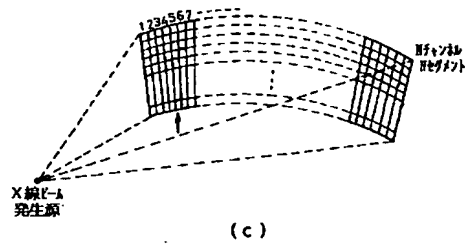
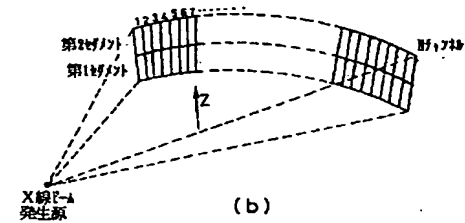
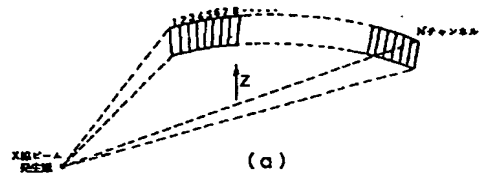
【図32】



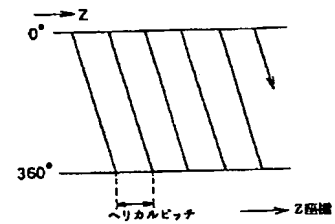
【図21】



【図36】

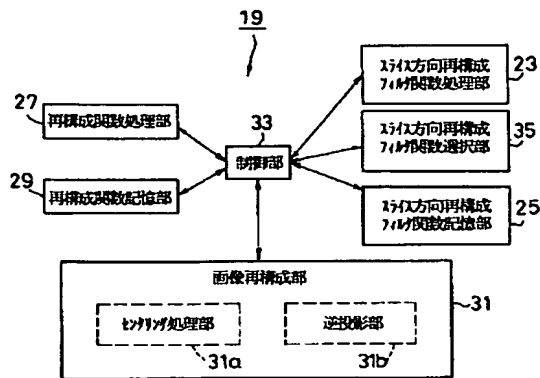


【図39】



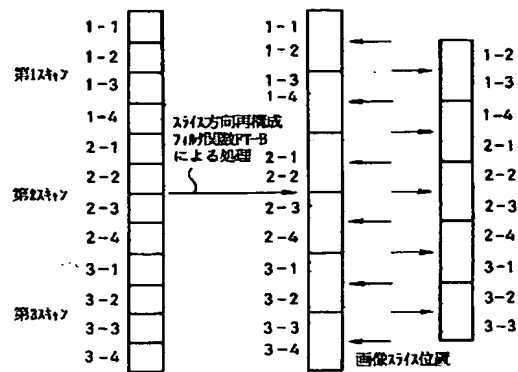


【図22】



【図23】

【図34】



【図40】

## 画像条件

(1) 厚比=目的とする(得たい)画像の実効スライス厚/ε-M厚

厚比	~1.0	1.0~1.5	1.5~2.5	2.5~
スライス方向再構成711/712関数	FLT00~FLT03	FLT11~FLT13	FLT21~FLT23	FLT31~FLT33

(2) 画質重視項目=M/Fトランス分解能、α-Fトランス分解能(S/M)、時間分解能(体動補正)

画質重視項目	M/Fトランス分解能	標準	α-Fトランス分解能	その他
スライス方向再構成711/712関数	FLT00~FLT03	FLT11~FLT13	FLT21~FLT23	

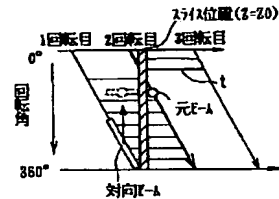
(3) 画像目的=断影、3D処理、PMC

画像目的	3D処理、PMC	断影(高速モード)	断影(高画質モード)
スライス方向再構成711/712関数	FLT00~FLT03	FLT11~FLT13	FLT21~FLT23

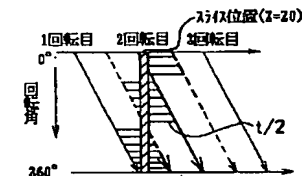
(4) POVAIX=L, L, L, M, S, SS

POVサイズ	SS, S	M	L, LL
スライス方向再構成711/712関数	FLT00~FLT03	FLT11~FLT13	FLT21~FLT23

【図24】

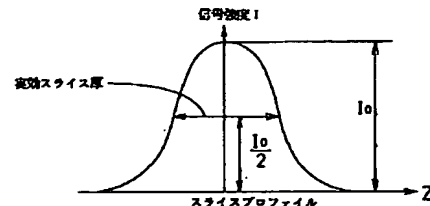


(a)



(b)

【図41】



## 検査条件

(5) 撮影及び観察部位=頭部、胸部(肺野、縦隔)、腹部、腰椎、骨、など

撮影及び観察部位	骨	頭部	腹部	その他
スライス方向再構成711/712関数	FLT00	FLT02, 12, 22, 32	FLT01, 11, 21, 31	

(6) 造影経過時間=直後、中期、後期

造影経過時間	直後	中期、後期
スライス方向再構成711/712関数	FLT00~FLT03	FLT21~FLT23

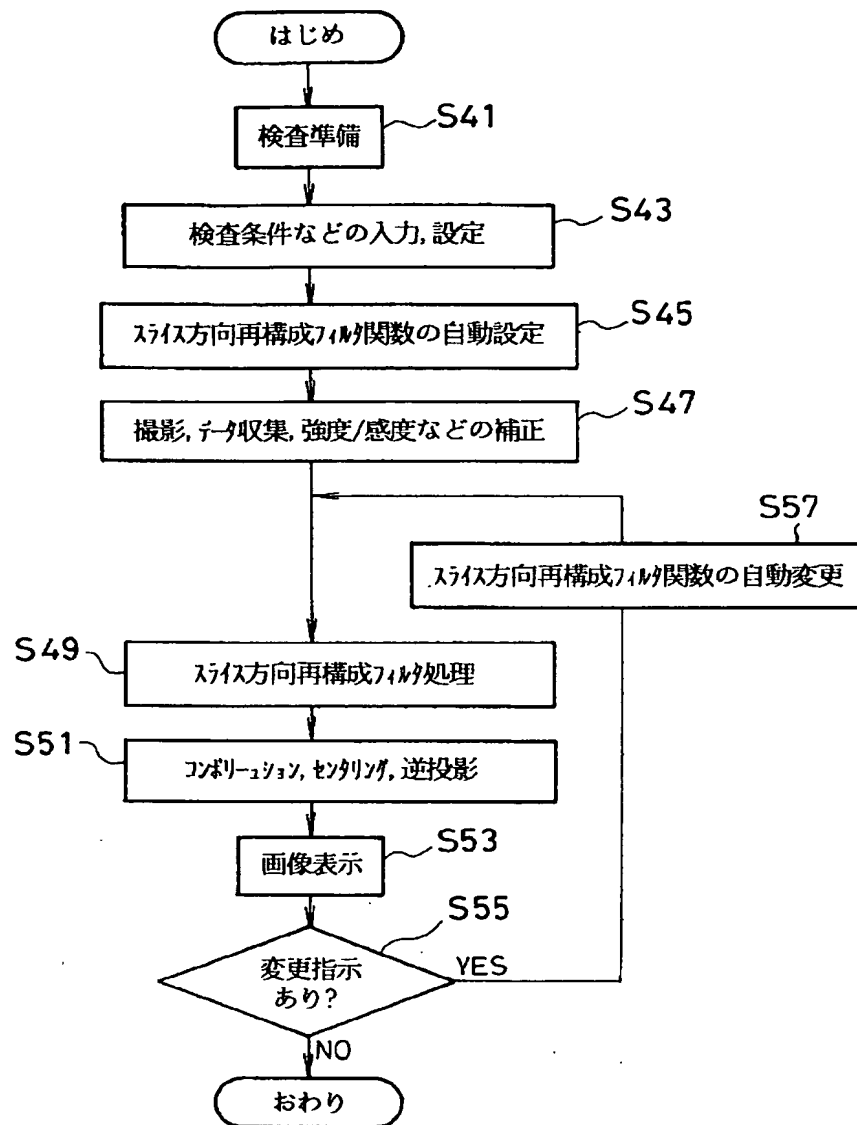
(7) X線条件=管電流、管電圧からS/N計算、SN=SN(mA, kV, POV, ε-M厚)

SN=SN(mA, kV, POV, ε-M厚)	ノイズ小	中	大
スライス方向再構成711/712関数	FLT01~FLT03	FLT11~FLT13	FLT21~FLT23

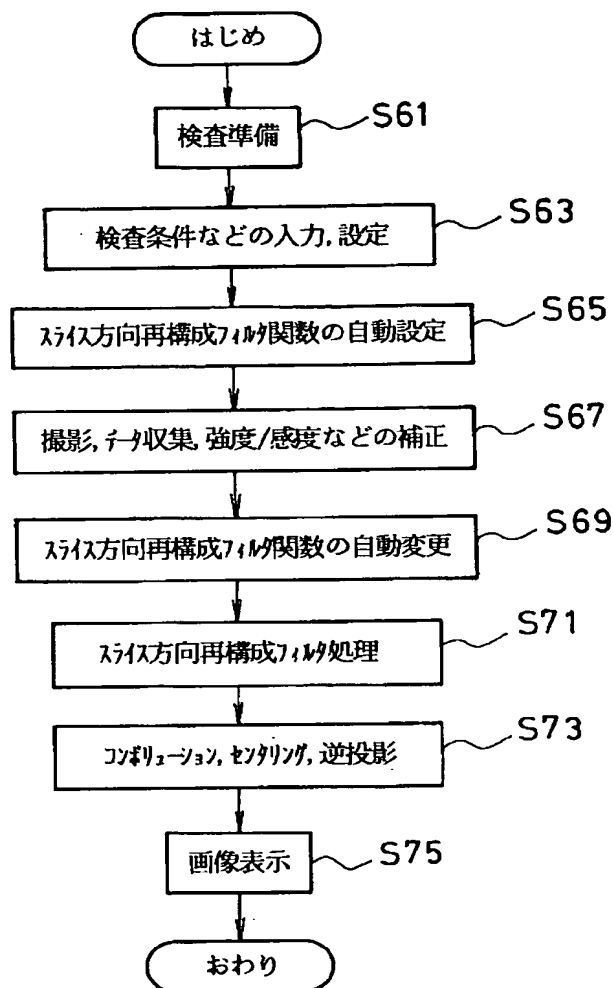
(8) M/Fトランス=複台移動速度/目的の画像スライス厚

複台移動速度/目的の画像スライス厚	~25:高画質モード	25~:高速モード
スライス方向再構成711/712関数	FLT21~FLT23	FLT11~FLT13

【図26】



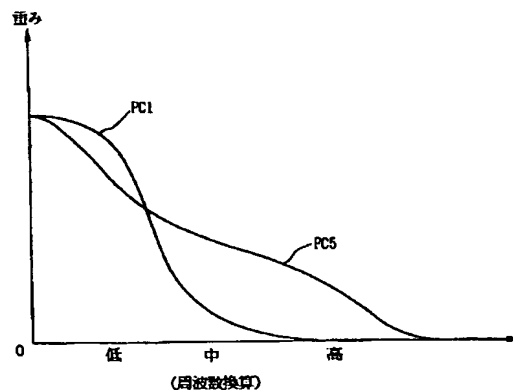
【図 2 7】



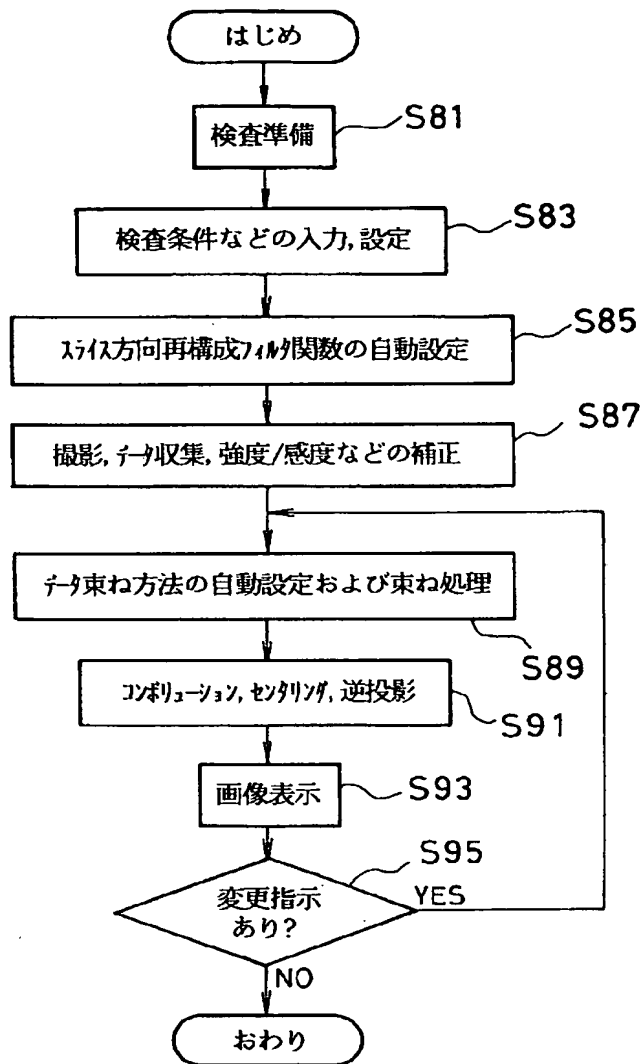
【図 4 2】

対象部位	再構成関数	関数の特徴
腹部	FC 1	低周波数領域を強調し、コントラスト能に優れる
	FC 2	FC 1 より、低周波数領域を抑えている
	FC 3	FC 1 より、低周波数領域をさらに強調している
頭部	FC 4	低周波数領域と高周波数領域を強調し、骨の辺縁、コントラストに優れる
	FC 5	FC 4 より、低周波数領域をやや抑えている
	FC 6	FC 4 より、高周波数領域を強調している
肺野	FC 7	高周波数領域を強調し、空間分解能高く、血管の辺縁明瞭
	FC 8	FC 7 より、高周波数領域をやや抑えている

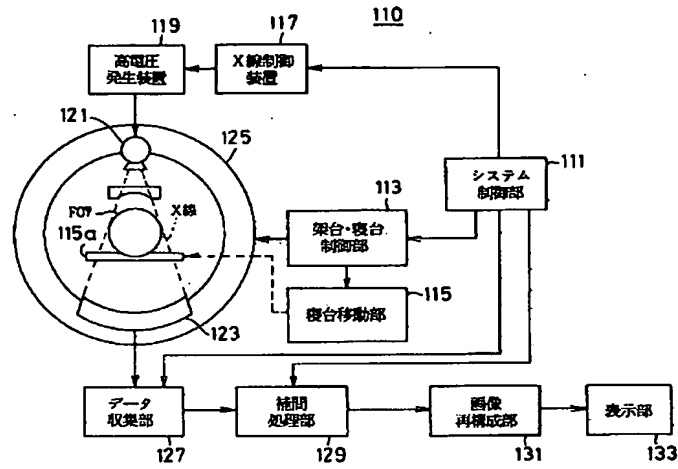
【図 4 3】



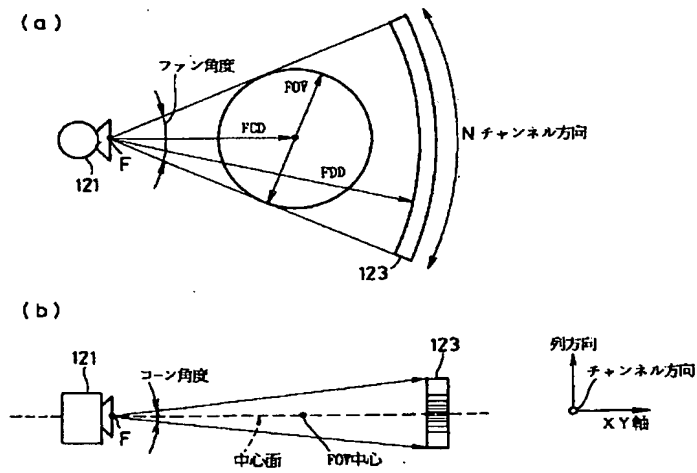
【図31】



【図35】



【図37】



【图 3 8】

